



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA FEMURU S DISTRAKČNÍM INTRAMEDULÁRNÍM HŘEBEM

STRAIN AND STRESS ANALYSIS OF THE FEMUR WITH DISTRACTION
INTRAMEDULLARY NAIL

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. Jan Konvalinka

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

BRNO 2017

Zadání diplomové práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student: **Bc. Jan Konvalinka**
Studijní program: Aplikované vědy v inženýrství
Studijní obor: Inženýrská mechanika a biomechanika
Vedoucí práce: **doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.**
Akademický rok: 2016/17

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Deformačně napěťová analýza femuru s distrakčním intramedulárním hřebem

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Prolongace femuru pomocí intramedulárního hřebu má z lékařského hlediska řadu výhod, souvisejících s procesem hojení. Deformačně napěťová analýza bude zaměřena na namáhání, kostní tkáň ve styku s prvky intramedulárního hřebu v průběhu prolongace femuru.

Cíle diplomové práce:

1. Vytvoření rešeršní studie řešené problematiky.
2. Vytvoření výpočtového modelu femuru s aplikovaným distrakčním hřebem.
3. Řešení deformace a napětí femuru s aplikovaným distrakčním hřebem.
4. Provedení deformačně napěťové analýzy řešení.

Seznam literatury:

Dunl, P., a kol.: Ortopedie, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2005, ISBN 80-247-0550-8

Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton 2001

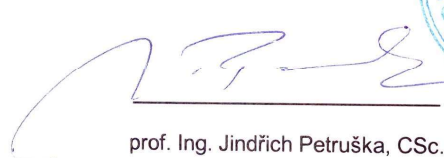
Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl 2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997

Aalsma, A. M. M., Hekman, E. E. G., Stapert, J., a Grootenboer, H. A.: Completely Intramedullar Leg Lengthening Device. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 20, 5 (1998), 2710–2713.

Dahl, M. T.: Motorized, Telescopic, Intramedullary Lengthening Nails for Limb Length and Deformity Correction. Techniques in orthopaedics 30, 3 (2015), 189–206.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2016/17

V Brně, dne 31. 10. 2016



prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu



doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Diplomová práce se zabývá stanovením a analýzou deformace a napětí femuru s aplikovaným distrakčním intramedulárním hřebem pro léčbu nestejně délky končetin metodou distrakční osteogeneze. Práce je zaměřena především na stavy po ukončení distrakce s následnou konsolidací svalku. Problém stanovení deformace a napětí soustavy je řešen výpočtovým modelováním s využitím MKP. Součástí práce je detailní popis tvorby modelu jednotlivých prvků soustavy, k získání trojrozměrné geometrie kosti byly použity CT snímky. Výpočtový model je řešen pro 4 různé geometrie svalku a měněny jsou materiálové charakteristiky svalku. Dále je také analyzován vliv použití 3 a 2 distálních šroubů na deformaci a napětí.

Summary

This master's thesis is focused on determination and analysis of stress and strain in femur with distraction intramedullary nail for treating leg length discrepancy with the method of distraction osteogenesis. Thesis is mainly focused on states after distraction when the callus consolidates. Problem of determining stress and strain is solved by computational modeling using FEM. Detailed description of modeling is included in this thesis, complicated 3D geometry of bone was acquired from segmentation of CT images. Computational model is solve with 4 different types of callus geometry and also material properties of callus are varied. The influence on stress and strain when the middle distal screw is not applied is also analyzed.

Klíčová slova

biomechanika, nestejná délka končetin, výpočtové modelování, distrakční intramedulární hřeby, deformačně napěťová analýza

Keywords

biomechanics, leg length discrepancy, computational modeling, distraction intramedullary nails, stress strain analysis

KONVALINKA, J. *Deformačně napěťová analýza femuru s distrakčním intramedulárním hřebem*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 83 s. Vedoucí diplomové práce Doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením doc. Ing. Zdeňka Floriana, CsC. na základě uvedených pramenů a literatury.

V Brně dne 26. 5. 2017

Bc. Jan Konvalinka

Poděkování

Děkuji vedoucímu práce Doc. Ing. Zdeňku Florianovi, CSc. za jeho čas, ochotu a mnoho cenných připomínek k diplomové práci.

Děkuji i svým rodičům za podporu během celého vysokoškolského studia.

Zvláštní dík patří Josefíně.

OBSAH

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 1 | Úvod | 3 |
| 2 | Analýza problémové situace | 5 |
| 3 | Formulace problému a cíle diplomové práce | 7 |
| 4 | Mezníky v historii chirurgického prodlužování končetin | 9 |
| 5 | Rešerše dostupné literatury | 13 |
| 5.1 | Léčba LLD prodlužováním končetin | 13 |
| 5.2 | Distrakční intramedulární hřeby | 13 |
| 5.3 | Klinické studie | 14 |
| 5.4 | Články vztahující se k biomechanice a výpočtovému modelování femuru | 15 |
| 5.5 | Závěr rešerše | 15 |
| 6 | Systém podstatných veličin | 17 |
| 7 | Základní anatomie související s řešenou problematikou | 19 |
| 7.1 | Kostní tkáň | 19 |
| 7.1.1 | Kortikální kostní tkáň | 19 |
| 7.1.2 | Spongiózní kostní tkáň | 20 |
| 7.2 | Femur | 20 |
| 7.3 | Distrakční osteogeneze | 21 |
| 7.4 | Mechanobiologie tvorby svalku | 23 |
| 7.5 | Stimulace růstu kosti | 24 |
| 8 | Distrakční intramedulární hřeby | 27 |
| 8.1 | Albizzia nail (Guichet nail) | 27 |
| 8.2 | ISKD | 28 |
| 8.3 | Fitbone | 28 |
| 8.4 | Precice | 29 |
| 9 | Výběr metody řešení | 33 |
| 10 | Tvorba výpočtového modelu | 35 |
| 10.1 | Model geometrie | 35 |
| 10.1.1 | Femur | 35 |
| 10.1.2 | Distrakční intramedulární hřeb | 38 |
| 10.1.3 | Fixační šrouby | 40 |
| 10.1.4 | Sestavení kompletního modelu geometrie | 41 |
| 10.1.5 | Přehled variant modelu geometrie | 44 |
| 10.2 | Model materiálu | 44 |
| 10.2.1 | Kostní tkáň | 44 |
| 10.2.2 | Svalek | 45 |
| 10.2.3 | Distrakční intramedulární hřeb a fixační šrouby | 45 |

| | |
|---|-----------|
| 10.3 Model okrajových podmínek | 45 |
| 10.3.1 Určení velikosti zatížení | 47 |
| 11 Řešení výpočtového modelu | 49 |
| 11.1 Nastavení kontaktů | 49 |
| 11.1.1 Kontakty kortika/spongióza | 49 |
| 11.1.2 Kontakty šroub/kortika, šroub/spongióza | 49 |
| 11.1.3 Kontakty svalek/kortika, svalek/spongióza | 49 |
| 11.1.4 Kontakty hřeb/hřeb, korunka/hřeb | 49 |
| 11.1.5 Kontakty šroub/hřeb | 50 |
| 11.2 Diskretizace modelu geometrie | 50 |
| 11.3 Nastavení řešiče | 52 |
| 11.4 Tvorba submodelu | 52 |
| 12 Deformačně napěťová analýza řešení | 54 |
| 12.1 Vliv geometrie svalu | 58 |
| 12.2 Srovnání výpočtového řešení se 3 a 2 distálními šrouby | 62 |
| 12.3 Submodel části s korunkou | 64 |
| 13 Závěr | 69 |
| Literatura | 73 |
| Seznam použitých zkratk a symbolů | 79 |
| Seznam obrázků | 81 |
| Seznam tabulek | 83 |

1 ÚVOD

Život člověka ovlivňuje řada faktorů. Nejvýznamnější z těchto faktorů je zdraví člověka. Své zdraví člověk může do jisté míry ovlivnit, ale vyskytují se stavy a nemoci organismu, které člověk ovlivnit nemůže.

Tělo žádného člověka není totožné s tělem jiného člověka ani s hypotetickým ideálním tělem člověka zobrazovaným v lékařské literatuře, sloužícím jako symbol fyziologické anatomie. Mezi významné anatomické odchylky patří odchylky pohybové soustavy. Z hlediska pohyblivosti a degradace pohybové soustavy člověka mezi nejvýznamnější odchylky patří rozdílná délka dolních končetin¹, která se negativně projevuje nejen na patologickém zatěžování kloubů dolní končetiny (které může vést k osteoartritidě), ale také na natočení pánve a tím i patologickému namáhání páteře člověka, což může způsobovat nejen bolesti v oblasti bederní, ale i krční páteře, skoliózu a další neurologické problémy [1].

Příčiny rozdílné délky končetin člověka mohou být vrozené nebo získané. Mezi získané příčiny LLD patří záněty a infekce, onkologická onemocnění (včetně důsledků jejich léčby), Legg-Calve-Perthesova choroba, Ollierova choroba, coxa vara adolescentium, fraktury a poranění, omrzliny a spáleniny, dlouhodobá imobilizace případně neurotické postižení. V padesátých letech minulého století byla nejčastější příčinou nestejně délky končetin u dětí dětská obrna [1, 2, 3, 4].

Významné je sledování délky končetin v dětském věku, kdy správnou diagnózou a následnou léčbou lze dosáhnout minimálního rozdílu délky dolních končetin v dospělosti. K návrhu správné léčby u dětí je nutná predikce růstu kostí, na které se spolu s dětským lékařem podílí ortoped a klinický antropolog [2].

K základním diagnostickým a antropometrickým vyšetřovacím metodám patří zobrazovací metody včetně rentgenu. Vzhledem k častým vyšetřením je snahou lékařů a specialistů v oblasti zobrazovacích metod, používat u pacientů s nestejnou délkou končetin metody s minimální invazivitou [2].

Způsob léčby LLD je závislý na rozdílu, respektive na predikci vývoje rozdílu délky končetin. Cílem ortopedického léčení je konzervativním nebo chirurgickým způsobem co nejlépe (z biomechanického hlediska) kompenzovat vrozené nebo získané vady na končetinách způsobující jejich nestejnou délku. To znamená, přiblížit se fyziologické ose končetiny ve všech třech rovinách, zmenšit rozdíl v délce končetin, upravit proporcionalitu a v neposlední řadě kongruenci dolních končetin a páteře [2].

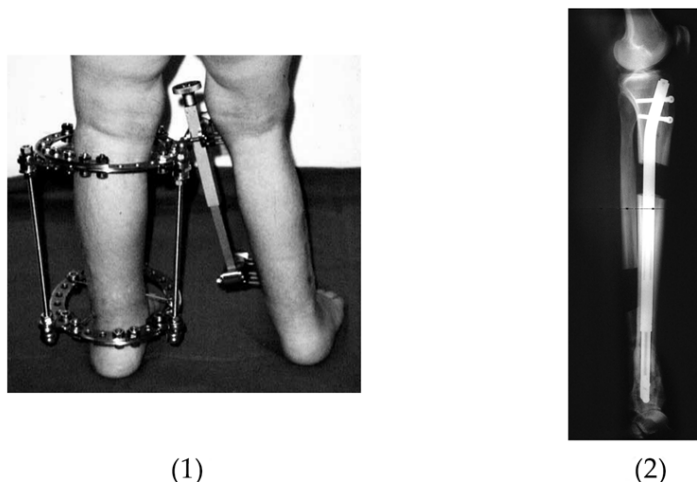
Rozdíly do dvou cm se obvykle řeší konzervativně, speciální obuví. Větší pozornost je třeba věnovat rozdílům v délce končetin v rozmezí nad 2 cm. V těchto případech se u dětských pacientů často používá zkrácení delší končetiny vhodně načasovanou epideodézou, která představuje chirurgický zákrok, při kterém se upraví růstová chrupavka, čímž se zastaví nebo omezí její růst. U rozdílu délky končetin nad 4 cm přichází v úvahu prodlužovací metoda dlouhých kostí dle Ilizarova (nazývaná *distrakční osteogeneze* nebo též *callotasis*), s použitím distraktorů. U větších rozdílů délek končetin (do 15 cm) se v některých případech indikuje kombinace epideodézy a prodlužování končetiny. U pacientů s ukončeným růstem se možnosti chirurgické korekce redukuje na zkrácení delší a prodloužení kratší končetiny. Oba způsoby mají mnoho podobností s průběhem hojení fraktur [2, 5].

¹Též označovaná jako *nestejná délka končetin*, angl. *Leg Length Discrepancy* (LLD).

Biomechanicky je vhodné posuzovat léčbu nestejně délky končetin ze dvou hledisek. První hledisko souvisí s kompenzací vrozených nebo získaných vad a přiblížení se fyziologické ose končetiny a druhé hledisko je spojeno s pomůckami a distrakčními přípravky, které jsou nezbytné k protažení končetin. Vzhledem k tomu, že téma diplomové práce přímo souvisí s distraktory, budou další části diplomové práce zaměřeny převážně tímto směrem.

2 ANALÝZA PROBLÉMOVÉ SITUACE

Kompenzace větších rozdílů v délce končetin je prováděna chirurgicky distrakční osteogenezí. Zásadní řešení této problematiky je spojeno s G. A. Ilizarovem, který v roce 1952 publikoval metodu subperiostální kortikotomie v úrovni metadiaphyzárního přechodu s pozvolnou distrakcí autoregenerátu [6].



Obrázek 2.1: Příklady zevních distraktorů a intramedulární hřeb. (1) Ilizarovův aparát (vlevo) a Wagnerův distraktor (vpravo) [7], (2) Hřeb ISKD v tibii, boční pohled [8].

K pozvolné distrakci je nutné použít vhodného distraktoru. Základní typy zevních distraktorů a podoba intramedulárního distraktoru¹ jsou patrné z obr. 2.1. Distraktor na levé končetině je Ilizarova typu, na pravé končetině je Wagnerův distraktor. V literatuře jsou často distraktory označovány jako fixátory², proto je vhodné uvést, že každý distraktor musí splňovat i funkci fixátoru, ale existuje celá řada fixátorů, které nejsou distraktory.

Fixátory se používají k operační stabilizaci zlomenin osteosyntézou. První fixátory pro osteosyntézu zlomenin byly použity na přelomu 19. a 20. století. Fixátor tvořily rovné, případně anatomicky tvarované dlahy a šrouby. Dlahy fixátoru byla umístěna vně končetiny, proto se tyto fixátory nazývají zevní. Šrouby procházejí přes dlahu do kosti. Přechod šroubu z dlahy do kosti může být zdrojem infekce [9]. Uvedený problém řeší intramedulární hřeby, které se umísťují do dřeňové dutiny kosti. Jak zevní fixátory, tak intramedulární hřeby tvoří základ zevních a intramedulárních distraktorů.

Z lékařského hlediska mají intramedulární hřeby řadu výhod, mezi které patří minimalizace infekce, minimalizace poškození okolních měkkých částí končetiny a možnost axiální komprese. Rekonvalescence je ve většině případů rychlejší a pro pacienty jsou intramedulární distraktory pohodlnější než těžké a rozměrné externí aparáty [5, 10].

Poměrně značné problémy jsou spojeny s výrobou dostatečně spolehlivého a tuhého intramedulárního distraktoru. Vývoj a výroba distraktoru tohoto typu se neobejde bez simulace deformačně napěťových vlastností distraktoru. Při řešení deformačně napěťových vlastností distraktoru je třeba vyřešit řadu problémů souvisejících s tvarem,

¹Pod pojmy *distrakční intramedulární hřeb* a *intramedulární distraktor* se rozumí soustava sloužící k prodlužování dlouhých kostí, jejíž tělo a v něm umístěný mechanismus pro distrakci lze kompletně voperovat do medulárního kanálu a je bez jakýchkoliv perkutánních komponent.

²Například v [6] nebo [9].

materiálovými charakteristikami prvků soustavy a zátěžnými stavy aplikovaného distriktru.

3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE DIPLOMOVÉ PRÁCE

Na základě problémové situace lze formulovat problém takto:

Řešení deformace a napětí femuru s distrakčním intramedulárním hřebem a
deformačně napěťová analýza řešení.

Cíle diplomové práce:

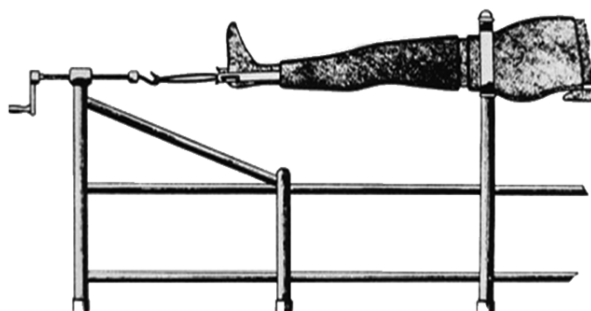
- (1) Provedení rešeršní studie současného stavu prodlužování končetin, zejména pomocí intramedulárních distrakčních hřebů.
- (2) Vytvoření výpočtového modelu femuru s vybraným distrakčním hřebem.
- (3) Řešení deformace a napětí femuru s aplikovaným distrakčním hřebem.
- (4) Deformačně napěťová analýza výpočtového řešení.

4 MEZNÍKY V HISTORII CHIRURGICKÉHO PRODLUŽOVÁNÍ KONČETIN

Prodlužováním končetin se lékaři zabývají dlouhou dobu. První zákroky byly popsány v průběhu 19. století. Výsledky těchto zákroků byly ovlivněny nedostatečným technickým vybavením a úrovní tehdejších znalostí souvisejících s metabolismem kostní tkáně. V řadě případů se jednalo o snahu lékařů napravit následky válečných zranění, špatně srostlých fraktur, případně následků dětské obrny. Prodlužování končetin představuje náročný proces, který v období 19. století často končil smrtí pacienta a lékaři, aplikující prodlužování končetin byly od svých kolegů za tyto zákroky kritizovány [5, 11, 12, 13].

Za průkopníka moderních prodlužovacích metod se považuje italský ortoped Alessandro Codivilla. Codivillova rozsáhlá publikační činnost zahrnovala mnoho nových ortopedických procedur, mezi nimiž byla i metodika prodlužování končetin. Článek nazvaný „*On the means of lengthening in the lower limbs, the muscles, and tissues which are shortened through deformity*“ vyšel anglicky v *The Journal of Bone & Joint Surgery* v roce 1905 [12, 13].

Codivillova technika spočívala v aplikaci tahu na končetinu pomocí speciálního protahovacího zařízení (viz obr. 4.1). V prvním kroku byl skrze patu zaveden transkalkaneální drát o průměru 5 mm, který byl součástí zatěžovací soustavy. Následovalo provedení osteotomie na diafýze prodlužované kosti. Distrakce byla provedena bezprostředně po osteotomii – pacient byl umístěn do protahovacího zařízení a pomocí závitové tyče s klikou byla jeho končetina protažena. Tento stav byl zafixován pomocí sádky pokrývající hrudník, pánev a celou končetinu. V případě potřeby dalšího protažení byla sádra v místě osteotomie přerušena a bylo provedeno další protažení [5, 11, 12].



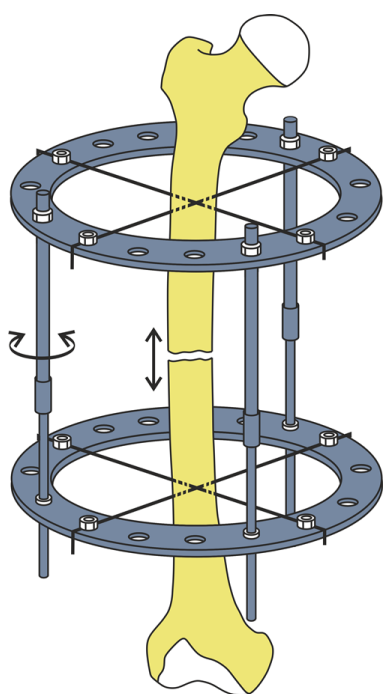
Obrázek 4.1: Schéma protahovacího zařízení Alessandra Codivilly [12].

Pro pacienty byla Codivillova technika velmi bolestivá a často se neobešla bez rozsáhlých komplikací po zákroku. V průběhu prodlužování docházelo k poškození nervové či svalové tkáně, špatnému srůstu kostí, ne všichni pacienti tuto proceduru přežili [5, 11, 12].

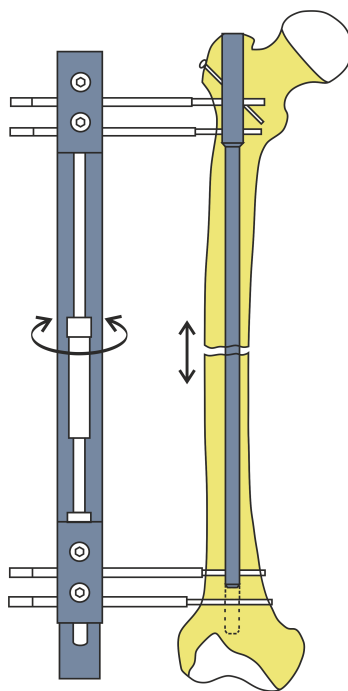
Několik následujících desetiletí byly publikovány techniky, které principiálně představovaly pouze modifikace Codivillovy metodiky. Účelem těchto modifikací bylo zejména zmírnění poškození měkkých tkání. Pomalu se upouštělo od provádění distrakce v jedné fázi a prodlužování probíhalo po malých přírůstcích, rychlostí několik milimetrů za den. Též se mezi provedením osteotomie a započetím distrakce začalo ponechávat zpoždění až několik dnů [5, 11].

Současně se objevovaly nové poznatky objasňující biologickou podstatu distrakční osteogeneze. Dlouho však nikdo tyto izolované teoretické poznatky systematicky nepropojil. Komplexní proceduru respektující biologické aspekty procesu a zároveň k tomu využívající kvalitní aparát pro fixaci a distrakci vyvinul sovětský chirurg G. A. Ilizarov¹ během 50. let 20. století [11].

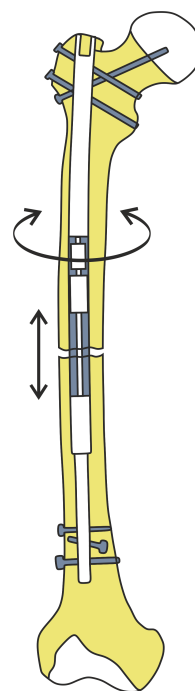
Klinická procedura Ilizarova se v jádru nelišila od jiných, již dlouho používaných metod. Spočívala v provedení osteotomie na kosti nevyhovující délky, postupném protažení končetiny a následné fixaci, během níž docházelo k osteogenezi ve vzniklé mezeře. Pro realizaci navrhl Ilizarov externí distraktor (viz obr. 4.2) tvořený vnějším kruhovým rámem spojeným s kostí pomocí drátů. Distrakce aparátu (a s ním i celé končetiny) se provádí manuálně pomocí závitových tyček spojujících kruhy. Operace a ustavení aparátu je relativně jednoduché, ale zdoluhavé. Distraktor umožňuje též korekci úhlových odchylek, což lze realizovat nestejně velkým prodloužením jednotlivých závitových tyček. Konstrukce má však i několik nedostatků. Největším problémem je výskyt infekce v místech, kde dráty procházejí skrz kůži, transfixace měkkých tkání přináší nebezpečí jejich poškození. Samotná konstrukce svou váhou a velikostí přináší pacientovi velký diskomfort a může mít i velké bolesti, zejména při kontrakci transfixovaných svalů [13, 15, 16, 17, 18].



Obrázek 4.2: Ilizarovův externí distraktor [19].



Obrázek 4.3: Unilaterální zevní distraktor s intramedulárním hřebem [20].



Obrázek 4.4: Distrakční intra-medulární hřeb [21].

Ilizarovův aparát se dlouhou dobu používal pouze v SSSR a ve Východní Evropě, světového věhlasu se mu dostalo až během 80. let. V západním světě se mezitím rozšířila metoda německého chirurga Wagnera. Jeho metoda se skládala ze třech operativních zákroků: (1) provedení osteotomie, aplikace externího unilaterálního distraktoru

¹Prof. Gavril Abramovič Ilizarov toho času pracoval v oblastní nemocnici v západosibiřském městě Kurgan, kde velký počet jeho pacientů tvořili váleční veteráni. Povědomí o Ilizarovovi ve světě značně vzrostlo až na počátku 80. let, kdy léčil italského alpinistu Carla Maoriho [11, 14].

a následná distrakce, avšak takto se často vytvořil velmi nekvalitní svalek, proto následovalo (2) odejmutí externího distraktoru, aplikace kostního štěpu a zpevnění kostní dlahou a po zregenerování kostní tkáně (3) operativní odstranění dlahy [12].

Unilaterální distraktory se dále začaly kombinovat s metodami a aparáty k fixaci, účelem bylo poskytovat mechanickou oporu pro kost po distrakci a umožnit dřívejší odejmutí externího distraktoru. Klinicky byly tyto metody realizovány s pomocí chirurgických dlah nebo intramedulárního hřebu používaného pro fixaci zlomenin. Riziko poškození měkkých tkání okolo kosti se tím neeliminuje, avšak v důsledku dřívejšího odejmutí distraktoru je doba expozice kratší [14, 15].

Stejně jako externí distraktory, i intramedulární zařízení mají svůj původ v SSSR. V roce 1983 publikoval svou metodu ukrajinský ortoped Alexander Bliskunov. K prodloužení kosti byl určen teleskopický intramedulární hřeb, jenž měl na proximálním konci klikovou hřídel připojenou k pánvi. Rotací femuru v kyčelním kloubu docházelo k prodlužování hřebu. Tato technologie se však téměř nerozšířila, v současnosti je používána pouze na několika místech na Ukrajině [18, 22].

Potřeba korekce deformit v několika rovinách současně vedla v 90. letech k vývoji Taylorova prostorového rámu. Konstrukce rámu je založena na principu Stewartovy platformy, k distrakci se používá šest nezávisle nastavitelných ramen [14].

V poslední době se začaly vyvíjet a pomalu též prosazovat v klinické praxi hřeby, které nepotřebují ke své funkci další externí zařízení. Distrakční mechanismus je umístěn přímo v hřebu a po ukončení distrakční fáze se hřeb zablokuje a slouží jako podpora kosti. Distrakční hřeb umístěný kompletně v těle dlouhé kosti tak minimalizuje riziko infekce a poškození měkkých tkání [14]. Distrakční intramedulární hřeby budou podrobněji popsány v samostatném oddílu.

Rozvoj znalostí v medicíně a dalších oborech umožnil vytvoření sofistikovaných metod prodlužování končetin. I přes značné lékařské úspěchy je proces prodlužování končetin stále předmětem zájmu lékařů, biomechaniků a odborníků z oblasti lékařské techniky.

5 REŠERŠE DOSTUPNÉ LITERATURY

Cílem rešeršní studie je získat přehled o současném stavu řešené problematiky a základní informace o řešeném tématu. Pro přehlednost jsou zdroje rozděleny do čtyřech tematických oddílů.

5.1 Léčba LLD prodlužováním končetin

V současnosti nejpoužívanější metody prodlužování končetin jsou přehledně shrnuty v [5] a [23]. V současné době je jako nástroj pro distrakci nejčastěji používán Ilizarovův aparát nebo monolaterální fixátor (ať už samostatně nebo v kombinaci s klasickým intramedulárním hřebem) a zvolená chirurgická metoda je nejčastěji distrakční osteogeneze. Intramedulární distraktory mají velmi dobré klinické výsledky, ale prozatím jsou minoritním řešením. Z technického hlediska jsou na intramedulární distraktory kladeny mnohem vyšší nároky než na externí distraktory a od toho se odvíjí i jejich cena.

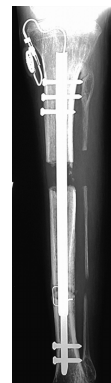
5.2 Distrakční intramedulární hřeby

Paley [24] uvádí, že první intramedulární distraktor vyvinul v 80. letech ukrajinský ortoped Alexander Bliskunov. Jeho hřeb používal k distrakci klikový hřídel fixovaný k pánvi.

Mechanický hřeb Albizzia [22] má jednoduchý mechanismus distrakce. Rozsáhlé informace o hřebu i kompletní proceduře má jeho autor Jean-Marc Guichet na svém webu [25]. O fungování mechanismu ISKD, rovněž mechanického hřebu, lze nalézt informace v [16, 26]. Popsán je i proces kontroly a případové studie.



Obrázek 5.1: Albizzia nail in vivo [25].



Obrázek 5.2: Tibiální distrakční intramedulární hřeb Fitbone in vivo [27].

Aalsma et al. [15] vytvořili koncept intramedulárního hřebu, jehož pohon je tepelně aktivovaný. Na vodící tyči jsou umístěny dvě svorky spojené trubkou ze speciální slitiny, které vytvářejí při předepsané sekvenci ohřívání a ochlazování sílu pro distrakci. Tento koncept se však zřejmě nedostal dále než do fáze prototypu, neboť další články na toto téma autoři nepublikovali.

Autory návrhu hřebu, který se dnes prodává pod značkou Fitbone, jsou Baumgart a Betz [10]. V publikovaném článku popisují původní konstrukci, kterou dodnes s menšími obměnami vyrábí německá firma Wittenstein [28].

Pro hřeb PRECICE existují vcelku obsáhlé materiály přímo od firmy *Ellipse Technologies* [29, 30], mnoho informací lze získat z článku [18], jehož autor byl hlavním ortopedickým konzultantem firmy.

Obecné technické nároky na intramedulární distraktory se odvíjejí od tří vzájemně souvisejících požadavků na rozměry, pohon a mechanické vlastnosti celého hřebu. Průměr těla hřebu nemůže být o mnoho větší než průměr medulární dutiny (aby byla zachována dostatečná tloušťka kortikální kosti), což bývá obvykle okolo 12 mm, někdy i méně [79]. Pohonná jednotka hřebu musí být zároveň kompaktní a dostatečně výkonná, síla potřebná k distrakci je přes 700 N (lze najít údaj o odporu měkkých tkání o velikosti až 1000 N [75], Baumgart et al. udávají okolo 900N [10]). Celý pohon se musí vměstnat do malé vnitřní dutiny hřebu a aktivace pohonu musí být neinvazivní [5].

5.3 Klinické studie

Klinické studie, které lze k tomuto tématu nalézt, publikují dobré výsledky intramedulárních distraktorů při distrakční osteogenezi a menší míru komplikací v porovnání s externími distraktory, ale pracují s poměrně malými soubory pacientů, tyto závěry proto nelze považovat za jednoznačné.

Albizzia nail [31, 32] představuje nejstarší stále používaný distrakční hřeb. Tyto dvě studie zahrnující 67 pacientů uvádějí rychlejší hojení než u externích fixátorů, dřívejší návrat k fyzické aktivitě, zároveň ale u 21 pacientů byla bolest natolik velká, že distrakce byla prováděna za působení anestetik.

U hřebu ISKD [16, 26, 33, 34] použitého u 124 pacientů se vyskytly problémy především z důvodu nedodržení pokynů lékaře (např. špatný rytmus distrakce, nedostatečné monitorování distrakce nebo přetěžování). I přesto jsou zkušenosti s tímto distraktorem převážně pozitivní.

Studie pacientů s hřebem Fitbone [35, 36, 37, 38, 39] dohromady zahrnují 99 pacientů, jimž byl prodlužován femur (78 případů) či tibia (28 případů). Přestože u celkem 7 pacientů došlo k selhání distrakčního mechanismu, celkové výsledky jsou velmi dobré a všichni autoři uvádějí nízkou míru komplikací.

Black et al. [40] a Horn et al. [41] porovnávali průběh prodlužování u pacientů s externím kruhovým fixátorem a s intramedulárním distrakčním hřebem Fitbone. Skupina s intramedulárním distraktorem měla méně komplikací a lepší osteogenezi, nicméně zahrnutých pacientů bylo velmi málo, 14 a 15 s externím fixátorem a 13 a 15 s intramedulárním hřebem.

Autoři klinických studií hřebu Precice [42, 43, 44, 45] uvádějí velmi příznivé výsledky – nízká míra komplikací, dosažení plánované distrakce téměř ve všech případech. Pouze Tiefenboeck et al. uvádějí vyšší komplikace, nicméně specifikem jejich 10 pacientů bylo, že ke zkrácení došlo následkem traumatu, také použili kostní štěp pro urychlení hojení. Nejzásadnějším problémem v těchto studiích (vyskytl se u 3 z 69 pacientů) bylo porušení hřebu v místě svaru – první generace hřebů Precice měla tělo složené ze tří svařených částí, druhá generace hřebů však svary již dle [80] nemá. Ve čtyřech případech došlo k selhání distrakčního mechanismu bez bližší specifikace.

Morrison a Sontich [46] prezentují klinický případ předčasné konsolidace svalku při prodlužování hřebem Precice. Příčinou bylo mechanické selhání jednoho z ložisek uvnitř hřebu.

O chirurgickém prodlužování končetin v České republice není dostupno mnoho informací. Studie z r. 2009 uvádí téměř výhradní používání monolaterálních distraktorů a jeden případ použití Ilizarovova aparátu [6]. Klinika dětské chirurgie FN Brno ve své klinické studii z r. 2011 uvádí, že za posledních deset let používali k prodlužování pouze monolaterální externí distraktory [47]. Višňa et al. publikovali kazuistiku [8], v níž popisují první operaci s hřebem ISKD ve FN Motol.

5.4 Články vztahující se k biomechanice a výpočtovému modelování femuru

Diplomové práce řešené na ÚMTMB v minulých letech se ve většině případů zabývají modelováním kyčelního spojení a modelují pouze proximální část femuru, pouze dvě práce obsahují model geometrie celého femuru [48, 49] a jedna model femuru bez distální epifýzy [50].

Guichet a Casar ve svém článku [22] publikovali výsledky experimentu zjišťujícího mechanické vlastnosti hřebu vyvinutého Guichetem (jmenovitě byla měřena ohybová a torzní tuhost a ohybová a torzní pevnost). Stejně mechanické vlastnosti byly vyhodnocovány i u klasických intramedulárních hřebů (převzaté od jiných autorů). Výsledkem studie byly srovnatelné hodnoty mechanických vlastností u obou typů hřebů.

Studie [51] se zaměřila zejména na model zatížení, kterému je vystavena končetina v procesu distrakce. Autoři použili velmi jednoduchý model intramedulárního distrakčního hřebu. Odpor měkkých tkání simulovali pomocí tří pružin a porovnávali se zatížením aplikovaným silou ve femorální hlavici (tento model zatížení byl několikrát použit jinými autory). Jejich výsledky vykazaly podstatné rozdíly mezi těmito dvěma způsoby zatížení.

Redakční rada odborného časopisu *Clinical Biomechanics* vydala v r. 2005 shrnutí [52] odborné diskuze nad obecnými doporučeními k tvorbě a řešení výpočtových modelů v biomechanice. Tento článek může posloužit jako jeden z podkladů pro tvorbu vhodného výpočtového řešení.

Speirs et al. se v [53] zabývají vlivem zvolených okrajových podmínek na výsledky získané z MKP modelu. Na model femuru ve fyziologickém stavu je aplikováno pět různých modelů okrajových podmínek ve snaze co nejlépe modelovat deformaci femuru v lidském těle.

5.5 Závěr rešerše

Dostupné studie jsou krátkodobé a nezahrnují mnoho pacientů, jejich výsledky nicméně naznačují, že distrakční intramedulární hřeby nejen zásadně snižují riziko infekce, ale celková míra komplikací je nižší oproti externím distraktorům. Nemusí být vhodným řešením u všech pacientů podstupujících prodlužování končetin, ale jejich potenciál je zřejmě větší než současné využívání.

6 SYSTÉM PODSTATNÝCH VELIČIN

Systém podstatných veličin je množina veličin, které jsou podstatné pro řešení problému na příslušném objektu. Objekt (řešená soustava) je v tomto případě femur s distrakčním intramedulárním hřebem a šrouby. Pojem veličina je v tomto kontextu chápán obecně jako charakteristika objektu [54]. Členění textu zachovává strukturu jednotlivých podmnožin dle [54].

Podmnožina S1: Topologie, geometrie, struktura

Topologie a geometrie femuru se svalkem a distrakčního hřebu s fixačními šrouby je dána anatomii lidského těla, podklady výrobce a operativními technikami zavádění hřebu. Geometrii hřebu určují výkresy a podklady dostupné od výrobce. Podstatné z hlediska vnitřní struktury jsou kortikální a spongiózní kostní tkáň, jejichž mechanické vlastnosti se zásadně liší.

Podmnožina S2: Vazby objektu s okolím

Objekt je vázán s okolím pomocí kloubů kolenní a kyčelní) a šlach, které připojují svaly.

Podmnožina S3: Aktivace objektu

Aktivační veličinou je zde vlastní tíha člověka.

Podmnožina S4: Působení okolí na objekt

Podstatné působení na objekt představuje tlak na hlavici femuru v důsledku tíhy těla a tahové působení gluteálních svalů na velký trochanter.

Podmnožina S5: Vlastnosti prvků struktury objektu

Podstatné vlastnosti prvků struktury jsou charakteristiky určující vybraný model materiálu.

Podmnožina S6: Procesy na struktuře objektu

Problém je řešený na úrovni mechaniky kontinua, proto je tato množina prázdná.

Podmnožina S7: Projevy objektu

Projevy objektu popisuje pole deformačních posuvů popsané tenzorem deformace a pole normálových a smykových napětí popsané tenzorem napětí.

Podmnožina S8: Důsledky projevů objektu

Důsledkem projevů objektu je dosažení mezních stavů. U hřebu a šroubů se jedná o mezní stav pružnosti, u kostní tkáně dosažení mezní intenzity přetvoření.

7 ZÁKLADNÍ ANATOMIE SOUVISEJÍCÍ S ŘEŠENOU PROBLEMATIKOU

7.1 Kostní tkáň

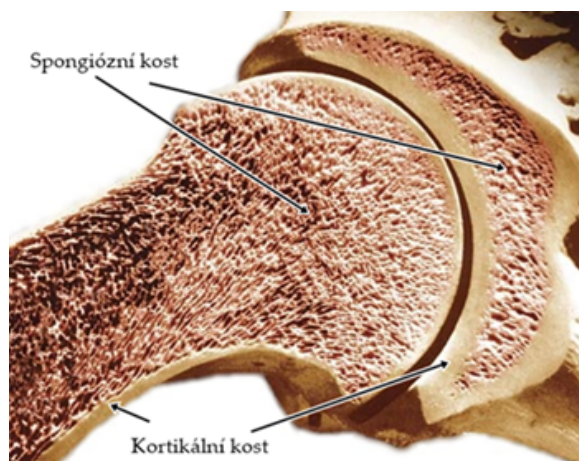
Kostní tkáň je tvořena buňkami rozmístěnými v extracelulární matrici (ECM). ECM se skládá ze tří základních složek: (1) minerální složka tvořená převážně krystalky hydroxyapatitu, (2) kolagenová vlákna (převážně kolagen typu I) a (3) voda. Obsah jednotlivých složek v ECM je uveden v tab. 7.1.

| Složka ECM | Obsah [%] |
|----------------------------------|-----------|
| Minerální složka (hydroxyapatit) | 70 |
| Kolagen (zejména typ I) | 18 |
| Ostatní proteiny a proteoglykany | 2 |
| Voda | 10 |

Tabulka 7.1: Zastoupení jednotlivých složek v ECM [55].

Kostní tkáň je neustále obnovována a remodelována, za rok je v těle nahrazeno odhadem 10 – 15 % kostní tkáně. Na remodelaci kostní tkáně se podílejí tři typy specializovaných kostních buněk: *osteoblasty* určené k tvorbě kostní tkáně, *osteoklasty* určené k resorpci kostní tkáně a *osteocyty* podílející se na metabolismu kosti a v případě potřeby se mohou přeměnit v osteoblasty.

Na makroskopické úrovni rozlišujeme dva základní typy kostní tkáně: *kortikální* a *spongiózní* kostní tkáň (viz obr. 7.1), přičemž základním rozdílem těchto dvou typů tkáně je jejich struktura [55].

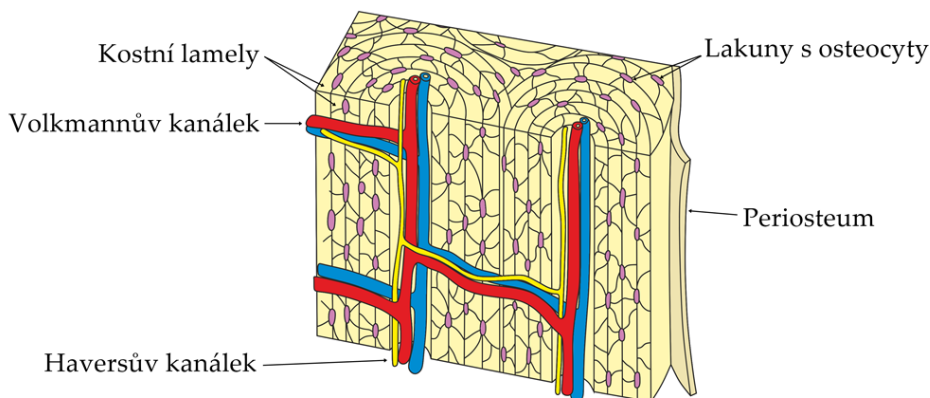


Obrázek 7.1: Řez ramenním kloubem ilustrující dvě odlišné kostní formace [56].

7.1.1 Kortikální kostní tkáň

Kortikální kostní tkáň tvoří povrchovou vrstvu většiny kostí. Struktura je tvořena lamelami o tloušťce asi 5 μm . Vlákna kolagenu jsou v jedné lamele uspořádána rovnoběžně,

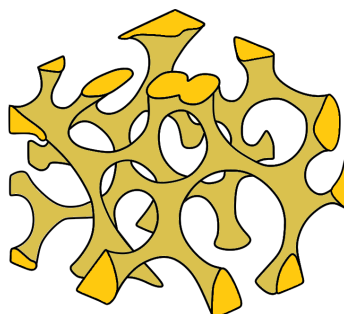
jejich orientace se však liší v sousedních vrstvách. Jednotlivé lamely jsou nejčastěji uspořádány do válcovitých soustředných útvarů nazývaných osteony (Haversovy systémy), v jejichž středu je Haversův kanálek (viz obr. 7.2). Kanálkem jsou vedeny cévy a nervová vlákna. Ve struktuře se též nacházejí příčné Volkmannovy kanálky, kterými cévy prostupují z okostice dovnitř kosti [55, 57].



Obrázek 7.2: Schematické znázornění struktury kortikální kosti - řez dvěma sousedícími osteony [57].

7.1.2 Spongiózní kostní tkáň

Spongiózní kostní tkáň se nachází v tělech obratlů a metafýzách a epifýzách dlouhých kostí jako je femur, tibia či radius. Struktura je tvořena takzvanými trámečky (viz obr. 7.3). Jednotlivé trámečky mají ve zdravé kosti tloušťku okolo $200\ \mu\text{m}$. Spongiózní kostní tkáň má na mikroskopické úrovni lamelární strukturu stejně jako kortikální kostní tkáň, přičemž lamely jsou orientovány rovnoběžně s trámečkem, ve kterém se nachází [55].

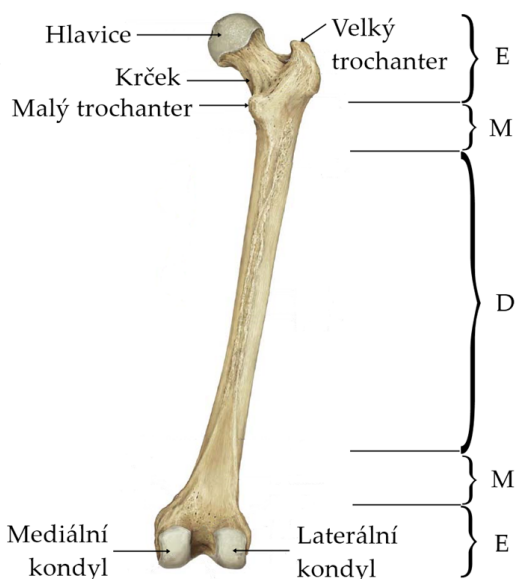


Obrázek 7.3: Schematické znázornění trámčité struktury spongiózní kosti [58].

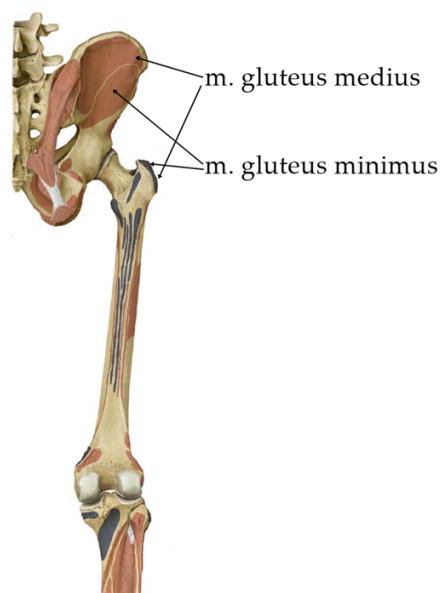
7.2 Femur

Femur je největší a nejsilnější kostí lidského skeletu. Femur patří mezi dlouhé kosti, na nichž se obvykle rozlišuje 5 základních částí: proximální a distální epifýza, proximální a distální metafýza a diafýza (viz obr. 7.4). Mezi anatomicky významné části femuru patří: *caput femoris* (hlavice femuru), *collum femoris* (krček), *corpus femoris* (tělo femuru) a *condyli femoris* (femorální kondyly). Anatomie kyčelního spojení a femuru je popsána

pouze z hlediska řešeného problému. Na hlavici femuru se nachází kulová kloubní plocha, na niž dosedá kloubní jamka pánve. Tělo femuru vybíhá v proximální části ve dva hrboly, *trochanter major* a *trochanter minor* (velký a malý trochanter). Na *trochanter major* se upíná *musculus gluteus medius* a *musculus gluteus minimus* [57].



Obrázek 7.4: Pravý femur, zadní pohled [59]. D – diafýza, M – metafýza, E – epifyza.



Obrázek 7.5: Úpony svalů m. gluteus medius a m. gluteus minimus [59].

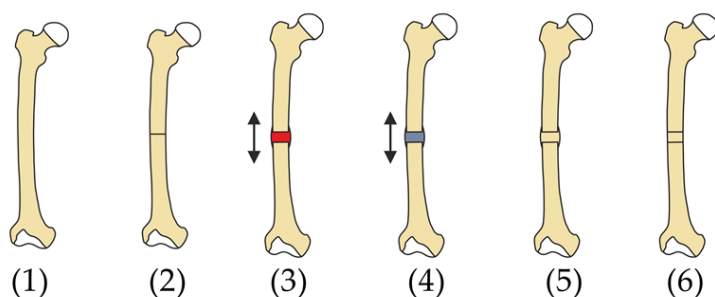
7.3 Distrakční osteogeneze

Kostní tkáň je jednou z mála tkání v lidském těle se schopností regenerace. Na regeneračních schopnostech kosti jsou postaveny různé ortopedické techniky, mezi něž se řadí i distrakční osteogeneze [60].

Distrakční osteogeneze (DO) neboli *Callotasis* je chirurgická technika, jejímž cílem je prodloužení kosti či nahrazení její části prostřednictvím kontrolované distrakce. Osteogeneze probíhá pomocí vlastních regeneračních schopností lidského organismu, které se principy DO snaží maximálně využít, a nepotřebuje tedy podporu v podobě kostních štěpů. Standardně se využívá v případech nestejně délky končetin či u jedinců s poruchou růstu, jimž se prodlužují obě končetiny. Nestejná délka končetin může být důsledkem mnoha patologických stavů, nejběžněji se jedná o pomalejší růst nebo předčasné zastavení růstu některé kosti během vývoje, dále též tvarová deformita kostí či defekty následkem traumatu, infekce nebo kostních tumorů. K prodlužování na obou končetinách může docházet v důsledku onemocnění (achondroplazie), v poslední době rovněž přibývají případy kosmetického prodlužování dolních končetin (pro zvýšení celkové tělesné výšky, nikoliv ze zdravotních důvodů) [60, 61].

V kapitole o historii prodlužování končetin již bylo zmíněno, že G. A. Ilizarov nebyl zdaleka prvním chirurgem, který prováděl prodlužování končetin. Ilizarovovým zásadním přínosem bylo, že propojil (do té doby izolované) biologické poznatky o regeneraci kostní tkáně a formuloval principy DO, které tyto poznatky respektují:

- (1) **Minimální porušení kosti a okolních měkkých tkání**
Na formování nové kostní tkáně v místě osteotomie¹ má velký vliv porušení medulární dutiny a periosteum.
- (2) **Časový odstup mezi osteotomií a distrakcí**
U dětí minimálně 5 dní a u dospělých okolo 10 dní, v této fázi se tvoří v místě osteotomie hematoma (krevní výron).
- (3) **Rychlost distrakce**
Dle Ilizarova je optimální rychlost 1 mm/den, přičemž každých 6 hodin dojde k protažení 0,25 mm. Více než 2 mm/den může vést ke zpomalení osteogeneze, 0,5 mm/den a méně zase může vést k předčasnému vytvoření kostního svalku.
- (4) **Poloha osteotomie**
Vyšší schopnost regenerace má kostní tkáň v oblasti metafýz než na diafýze, proto je vhodné osteotomii provádět na metafýze.
- (5) **Fixace končetiny**
Pro správnou regeneraci je velmi důležité, aby končetina byla řádně zafixována. Pouze malý axiální pohyb je naopak pro konsolidaci svalku prospěšný.
- (6) **Fyzioterapie a zatěžování končetiny**
Zatěžování podporuje tvorbu kvalitního svalku [11, 60].



Obrázek 7.6: Schematické znázornění procesu distrakční osteogeneze [62]. (1) Celistvá kost nevyhovující délky; (2) Na diafýze či metafýze je provedena osteotomie a dochází ke vzniku hematoma; (3) Po uplynutí latenční fáze se započne distrakce; (4) Tvoří se vazivový svalek, který je dále pomalu natahován, po dosažení požadované délky se kost zafixuje; (5) Vazivový svalek je nahrazován kostním svalkem; (6) Kost se dále remodeluje.

Během DO je tkáň konstantně udržována pod určitým zatížením, čímž dochází k metabolické aktivaci. Na obou koncích kosti se v důsledku této stimulace formuje nová kostní tkáň. V průběhu regeneračního procesu pak vzniká 200–400 μm kostní tkáně za den, což je čtyřikrát až osmkrát více než během fyziologického růstu [60, 61].

Proces DO lze rozdělit do tří fází:

¹Osteotomií se zde rozumí transverzální přerušení kosti v místě metafýzy či diafýzy, aby mohlo dojít k protažení končetiny.

(1) Latenční fáze

Fáze klidu začínající bezprostředně po osteotomii, kdy neprobíhá žádná distrakce. Během této doby dochází k prvotní reakci organismu na trauma, která je principiálně stejná jako procesy na počátku regenerace fraktury a v místě osteotomie vzniká hematoma.

(2) Distrakční fáze

Oddělené části kosti jsou postupně pomalu oddalovány od sebe rychlostí 1 mm/den až do požadované délky. Během této fáze se formuje vazivový svalek, jehož vlákna jsou orientována rovnoběžně s osou prodlužování. Na vazivový svalek je dále působeno tahovým napětím tak, aby nedošlo k jeho poškození.

(3) Konsolidační fáze

Kost je fixována a ve vzniklé mezeře se formuje nová kostní tkáň. Osteogeneze probíhá směrem od okostice ke středu svalku na obou plochách vzniklých po osteotomii. Kostní svalek je dále extenzivně remodelován. Předpokládá se, že tato remodelace probíhá následkem působícího podélného elastického přetvoření, které je ve svalku během hojení vyvoláváno [60, 61].

7.4 Mechanobiologie tvorby svalku

Předchozí oddíl byl věnován procesu distrakční osteogeneze jako celku. Pro vytvoření modelu svalku je však nezbytné rozebrat detailně jednotlivé fáze osteosyntézy z hlediska biologického i mechanického. Biochemické aspekty celého procesu nejsou pro řešený problém podstatné.

Jak bylo v předchozím textu uvedeno, prvotní reakcí organismu na trauma/osteotomii² je vytvoření hematoma v místě, kde je kost přerušena. Zároveň je iniciován zánět v místě narušení tkáně, který započíná regenerační procesy. V této fázi krevní výron koaguluje a tím vzniká zárodek budoucího svalku. Zánět odezní asi po týdně [63].

Z hematoma se poté formuje tzv. granulózní tkáň tvořená z velké části fibrinem. V této tkáni dochází k vytvoření přechodné chrupavčité tkáně, v níž následně započne enchondrální osifikace. Zároveň však na plochách vzniklých osteotomií dochází blízko perioste k intramembranózní osifikaci, tedy se zde netvoří přechodná chrupavčitá tkáň, ale přímo základ kostního svalku [63].

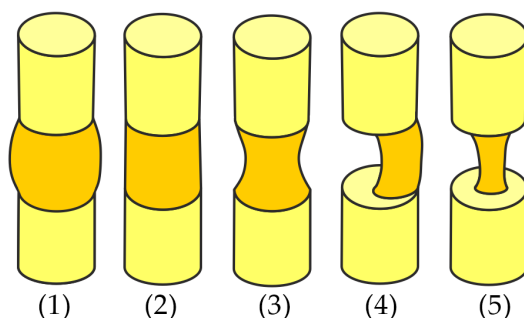
Tvorba svalku vyžaduje též intenzivní krevní zásobení, proto je pro celý proces velmi důležitá angiogeneze v místě svalku. Vazivem prorůstají nové cévy, které zajišťují krevní zásobení v době hojení, poté jsou cévy opět reorganizovány. Aby docházelo ke správné proliferaci cév, je důležité šetrné provedení osteotomie s minimálním poškozením okostice [60, 63].

Osifikace chrupavky probíhá od obou oddálených ploch kosti zároveň. Dochází k resorpci chrupavčité tkáně a tvorbě mineralizované kostní tkáně. Jedná se o primární kostní tkáň, jež nemá organizovanou lamelární strukturu. Postupně dochází ke kompletnímu nahrazení chrupavčité tkáně kostním svalkem [63].

²V případě DO se o trauma v pravém smyslu nejedná, nýbrž o záměrné přerušení kosti osteotomií. Použití pojmu trauma zde znázorňuje podobnost hojení fraktury a formování kostní tkáně během DO.

Po vytvoření kostního svalku získá kost zpět část své stability a mechanických vlastností, oproti lamelární kostní tkáni však má tato prvotní kostní tkáň horší mechanické vlastnosti. Proto dochází k remodelaci kostního svalku. Postupná resorpce kostního svalku osteoklasty a nahrazování vláknité struktury strukturou lamelární (kortikální kosti) vytvářenou osteoblasty eventuálně vede k regeneraci kosti, avšak jedná se o proces dlouhodobý. Doba remodelace závisí zejména na věku jedince a velikosti defektu [63].

I při dodržování principů formulovaných Ilizarovem, uvedených v předchozím oddílu, je nezbytné pravidelně kontrolovat průběh distrakce a formování kostní tkáně na radiologických snímcích. Klasifikace, kterou vytvořili Li et al. [64], rozlišuje 5 tvarově odlišných forem svalku, které se mohou tvořit během DO (viz obr. 7.7): (1) fusiformní – svalek je širší než původní kost, (2) centrální – šířka svalku odpovídá šířce původní kosti, (3) konkávní – svalek je užší než původní kost, (4) laterální – regenerace probíhá primárně pouze na jedné straně, (5) zúžený – tvoří se pouze úzký pilíř ve středu kosti.



Obrázek 7.7: Klasifikace svalku podle tvaru [64].

7.5 Stimulace růstu kosti

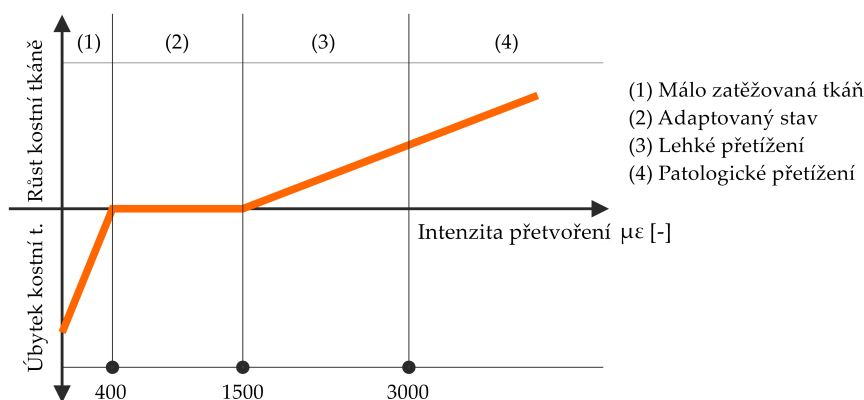
Případ tvorby kostního svalku a jeho konsolidace se liší od běžného řízení remodelace a modelace kosti, avšak dle Frosta [65] je i v případech aktivace tvorby kostního svalku a v pozdější fázi nahrazování vláknité kosti lamelární strukturou pravděpodobné, že v řízení těchto procesů se uplatňuje *mechanotransdukcce*. Mechanotransdukcí se rozumí zpětnovazebný systém detekce a zpracování mechanických signálů z kosti pro řízení tvorby kostní tkáně.

Frost [65] na základě rozsáhlých pozorování uvádí, že kostní architektura je přizpůsobována vůči typickým zatížením, kterým je kost vystavována a je dimenzována tak, aby nedošlo k únavovému lomu nebo náhlé fraktuře. Řídicí mechanickou veličinou je potom lokální intenzita elastického přetvoření.

Mezní hodnoty přetvoření jsou určeny pro lamelární kost, jejich aplikovatelnost na vyhodnocování přetvoření ve vazivovém svalku a vláknité kosti nebylo možné z dostupných zdrojů vyhodnotit. Isaksson et al. [66] uvádějí hypotézy obvykle založené na působení deviátorové a kulové složky tenzoru napětí, respektive přetvoření. Jejich studie formování svalku (výpočtovým modelováním s využitím MKP) se nejvíce shodovala s experimenty při řízení velikostí deviátorové složky přetvoření. Hodnoty však nejsou ve studii uvedeny. Deformačně napěťová analýza svalku proto bude primárně

prováděna jako srovnávací a hodnoty přetvoření, které udává Frost [65], mohou sloužit pouze jako orientační.

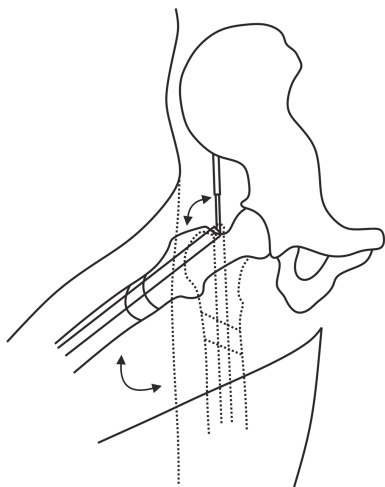
Hodnoty intenzity přetvoření v kosti jsou velmi malé, proto jsou udávány $\epsilon \times 10^6$, označované jako $\mu\epsilon$. Mezní hodnoty a intervaly intenzity přetvoření (viz obr. 7.8) určují, zda bude v daném místě kostní tkáň přibývat, ubývat či stagnovat. Přetvoření nižší než $400 \mu\epsilon$ vede v daném místě k remodelaci, při níž dochází k resorpci kostní tkáně a v jejím důsledku k zeslabení kostní struktury. Remodelace probíhá též v intervalu od 400 do $1500 \mu\epsilon$, jejím cílem je však pouze obnova kostní tkáně a nedochází k jejímu přibývání nebo ubývání. Interval 1500 až $3000 \mu\epsilon$ představuje lehké přetížení stimulující fyziologický růst kostní tkáně, přetvoření nad $3000 \mu\epsilon$ již představuje patologické přetěžování. Limitní hodnota přetvoření je $25\,000 \mu\epsilon$ [65].



Obrázek 7.8: Mezní hodnoty lokálního přetvoření v kosti související s růstem/úbytkem kostní tkáně [65].

8 DISTRAKČNÍ INTRAMEDULÁRNÍ HŘEBY

Zařízení kompletně voperovatelná do těla k prodlužování dlouhých kostí byla vyvinuta během posledních několika dekád – první intramedulární distraktor vyvinul v 80. letech minulého století ukrajinský ortoped Alexander Bliskunov [24]. Jeho vynález se však nerozšířil za hranice Ukrajiny a dodnes je používána zřejmě pouze několika ortopedy v Kyjevě. Distrakční mechanismus tvoří vodící šroub napojený na klikovou hřídel fixovanou k pánvi. Distrakce se aktivovala při rotaci kyčle [24, 67].



Obrázek 8.1: Schéma Bliskunovova intramedulárního distraktoru [67].

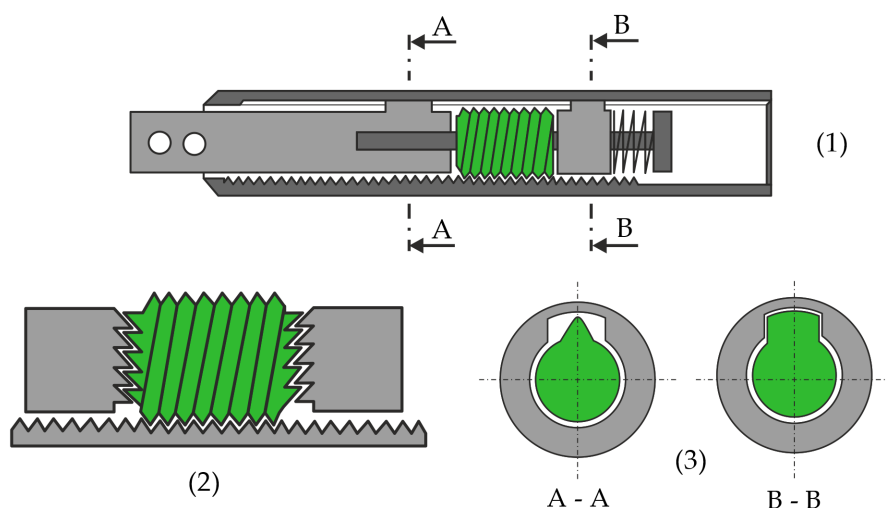
Další intramedulární distraktor byl vyvinut Judetem a společně s distraktorem Bliskunovova byl dle [25] využit ve stovkách operací. První intramedulární distrakční hřeb, který se rozšířil na více pracovišť ve více zemích, vyvinul v roce 1997 Jean-Marc Guichet [22, 25, 26]. V současnosti jsou používány čtyři modely: Albizzia (Guichet), ISKD¹, Fitbone a Precice.

8.1 Albizzia nail (Guichet nail)

Albizzia nail, dnes *Guichet* dle jeho autora, byl vyvinut v roce 1997 a je dodnes jedním z využívaných intramedulárních distraktorů. Během 20 let byl využitý u více než 3000 operací [25].

Distrakční mechanismus hřebu *Albizzia* (viz obr. 8.2) je mechanický hřeb z hlediska funkce i aktivace. Pro aktivaci distrakce je nutné, aby končetinou pacienta bylo fyzicky otáčeno, přičemž dochází k rotaci v místě osteotomie, nikoliv v kloubu jako u Bliskunovova distraktoru. Jeden cyklus zahrnuje pootočení končetinou o 20° tam a zpět okolo osy diafýzy prodlužované kosti. Těchto cyklů se provede pět každých osm hodin, celkem je tedy za den provedeno patnáct cyklů a dojde k protažení končetiny o 1 mm v souladu s poznatky Ilizarova. Distrakční mechanismus je navržen tak, aby bylo zabráněno zpětné rotaci a zkrácení hřebu [17, 22, 25, 26].

¹Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor



Obrázek 8.2: Distrakční mechanismus hřebu Albizzia [22]. (1) řez distální částí hřebu, (2) detail distrakčního mechanismu (3) vymezení rotace částí vnitřního mechanismu.

Guichet zdůrazňuje prospěšnost zatěžování operované končetiny během celé postoperativní fáze², plné zatěžování končetiny během prodlužování, u většiny pacientů jsou možné i některé méně náročné sporty [25].

8.2 ISKD

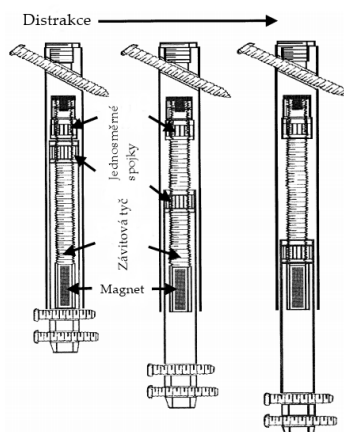
Dalším mechanicky ovládaným distrakčním hřebem je zařízení zvané ISKD (Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor). Proximální a distální část hřebu jsou spojeny závitovou tyčí přes dvě jednosměrné spojky (viz obr. 8.3). Ty jsou aktivovány rotací v rozsahu 3–9°. K rotaci v tomto rozsahu dochází při běžné (fyziologické) chůzi. Každá chůze člověka s ISKD způsobuje distrakci končetiny, proto je nutné pohyb člověka, včetně distrakce, pečlivě monitorovat. Pro prodloužení hřebu o 1 mm je potřeba 160 rotací v rozsahu 3°. Míra distrakce je kontrolována externím monitorovacím zařízením, které registruje orientaci pólů magnetu upevněného v distální části hřebu na závitové tyči. Takovéto měření je pro dostatečnou kontrolu distrakce doporučeno pacientem provést alespoň pětkrát denně. Maximální distrakce ISKD je 80 mm [16, 26, 68].

Nejvíce komplikací u hřebu ISKD bylo způsobeno principem aktivace distrakce a její kontrolou. Rotace končetiny vycházející z běžné chůze vyžaduje důslednou a častou kontrolu. Časové intervaly kontrol však zřejmě nebyly u všech pacientů vhodně zvoleny, neboť docházelo k předčasné konsolidaci, u dalších pacientů naopak příliš velké distrakci. Zatímco předčasnou konsolidaci lze vyřešit opakováním osteotomie, distrakce nad plánovanou mez vyžaduje reoperaci, často s využitím kostního štěpu [17, 24, 69].

8.3 Fitbone

Distraktor Fitbone německé společnosti *Wittenstein* [28] využívá k pohonu elektromotor umístěným v těle hřebu. Autory návrhu jsou Baumgart a Betz [10], jejichž původní

²Na webu je vychvalována jízda na stacionárním kole 20 minut denně, začínající co nejdříve po operaci, dokonce i pouhých pár hodin po operaci.



Obrázek 8.3: Mechanismus ISKD [16].

návrh se s menšími změnami (zejména ve způsobu fixace) používá dodnes. Konstrukce hřebu Fitbone je od předchozích konstrukcí odlišná zejména tím, že k distrakci dochází pohybem jednoho z fixačních šroubů podél těla hřebu (viz obr. 8.4). Po osteotomii je jedna část kosti zafixována třemi šrouby a v druhé části je další šroub, který se během distrakce pohybuje v těle hřebu a s sebou posouvá i proximální část kosti³.

Napájení je zajištěno pomocí kabelu vycházejícího z konce hřebu, k němuž je připojen podkožní přijímač. Zdrojem energie je zde externí vysílač, sloužící zároveň pro kontrolu dosažené distrakce. Vysílač se přiloží na kůži v místě, kam byl voperován přijímač a začne vysílat elektromagnetické vlny. V přijímači dochází ke konverzi vln na elektrickou energii, s níž je poháněn elektromotor a dochází k distrakci hřebu [10, 13].



Obrázek 8.4: Distrakční intramedulární hřeb Fitbone [28].

8.4 Precice

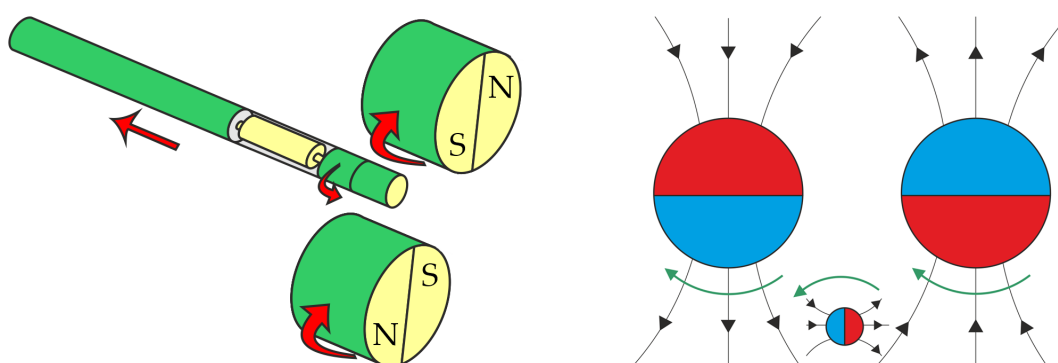
Distraktor Precice byl uveden na trh firmou *Ellipse Technologies* v roce 2012. Distrakční mechanismus tvoří silný magnet, k němuž je připojena planetová převodovka s převodovým poměrem 1:64 a závíťová tyč, jejímž otáčením dochází k vysouvání distální části hřebu (viz obr. 8.5). Rotace magnetu uvnitř hřebu je řízena externím ovladačem, který

³V současnosti vyrábí firma Wittenstein také teleskopickou retrogradní variantu a hřeb pro transport segmentů kosti [28].

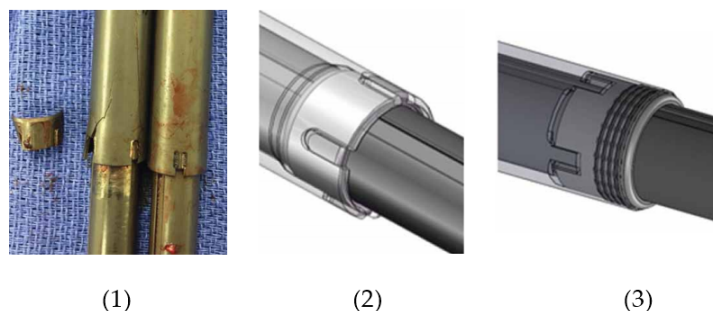
se přikládá na kůži. V ovladači jsou umístěny další dva magnety, které rotují a vytváří nestacionární magnetické pole (viz obr. 8.6) [13, 43].



Obrázek 8.5: Podélný řez hřebem Precice [42].



Obrázek 8.6: Schéma distrakčního pohonu hřebu Precice [29, 70].



Obrázek 8.7: Antirotací mechanismus hřebu Precice [70]. (1) trhlina v místě svaru na korunce, (2) antirotací mechanismus hřebu P2, (3) antirotací mechanismus P2.1

Od svého uvedení do klinické praxe doznal hřeb Precice několika zásadních změn. Původní verze hřebu (P1) měla tělo složené ze tří částí spojených svař. Návrh P1 byl dobrý z pohledu výroby a chirurgů, nicméně pevnost hřebu se tímto značně oslabila. Porušení ve svaru a lom hřebu může vést k velmi vážným následkům⁴, proto byl vytvořen hřeb P2, který má tělo vyrobené z jednoho kusu. P2 však měl stále svařové spoje v místě spojení antirotací korunky, z nichž se in vivo mohly iniciovat trhliny (viz obr. 8.7). Verze vyráběná v současné době (P2.1) má antirotací mechanismus vyřešený

⁴Rozsáhlejší statistiky klinického výskytu těchto komplikací se nepodařilo dohledat, Paley [18, 70] uvádí 3 případy u 48 pacientů ve své studii a několik jednotlivých případů v citovaných studiích.

bez svarů a korunka je do proximální části nalisována společně s několika těsnicími kroužky [70].

9 VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ

Výběr vhodné metody je ovlivněn jednak charakterem řešeného problému a jednak dostupnými možnostmi. Z hlediska mechaniky těles se jedná o problém z kategorie obecné pružnosti. Realizovat řešení zároveň experimentálním a výpočtovým modelováním není možné z hlediska dostupných možností. Metodou vybranou pro řešení problému je proto pouze výpočtové modelování. Řešení bude provedeno numericky a variačním přístupem. K numerickému řešení bude využita metoda konečných prvků, která je v současné době široce využívána při řešení technických problémů.

10 TVORBA VÝPOČTOVÉHO MODELU

10.1 Model geometrie

10.1.1 Femur

Digitalizace tvarově složitých těles se v současnosti obvykle realizuje pomocí 3D skenerů. Tento proces vyžaduje mít fyzicky k dispozici předmět, který bychom chtěli digitalizovat (v tomto případě stehenní kost). Zatímco u strojních součástí lze v mnoha případech relativně snadno realizovat proces demontáž–skenování–montáž, u lidského těla je celý proces ze zřejmých důvodů složitější. Medicína však v diagnostice využívá rozličné zobrazovací metody umožňující zobrazit lidskou fyziologii in vivo, jejichž obrazové výstupy lze využít jako vstupní data pro tvorbu modelu geometrie.

Zdroj dat

Vstupními daty pro tvorbu modelu geometrie částí lidského těla jsou v biomechanice nejčastěji řezy získané pomocí výpočetní tomografie (CT).

Výpočetní tomografie je radiografická zobrazovací metoda založená primárně na dvou principech. (1) rentgenové záření je při průchodu tkání pohlcováno a míra pohlcení je úměrná hustotě materiálu a (2) při akvizici 2D rentgenových snímků z různých úhlů lze matematicky rekonstruovat transversální řez skenovaným objektem. Technicky je toto provedeno pomocí rentgenky a detektoru umístěných proti sobě na rameni, které rotuje okolo pacienta a zaznamenává jednotlivé snímky [71].

Transverzální řez, označovaný jako CT snímek, tvoří obrazové body – voxely¹ – ve stupních šedi. Intenzita jednotlivých voxelů je určena mírou pohlcení rentgenového paprsku při průchodu tkání. Pro kvantifikaci se namísto absolutní míry pohlcení běžně používá posunutá Hounsfieldova stupnice, která je odvozena od koeficientu pohlcení vody a přiřazuje hodnotu HU dle vztahu 10.1. Podle hodnoty HU lze usuzovat, jaký typ tkáně daný voxel reprezentuje [71].

$$HU = 1000 \times \frac{\mu - \mu_{vody}}{\mu_{vody} - \mu_{vzduchu}} \quad (10.1)$$

CT snímky ve formátu DICOM², z nichž byl vytvářen model geometrie femuru, byly získány z webových stránek projektu *Visible Human Project* [72]. Na webu jsou volně dostupné anonymizované sety snímků mužského a ženského těla.

Zpracování CT snímků

CT snímky je nutné takzvaně segmentovat. Snímky obsahují celou končetinu v řezu a segmentace představuje získání dat, která jsou oblastí zájmu.

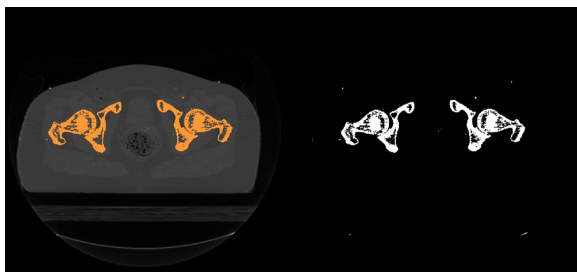
Pro segmentaci CT snímků byl použit software *STL model Creator* [73] vytvořený pro potřeby ÚMTMB v programovém prostředí MATLAB. V softwaru byly nejprve načteny CT snímky obsahující jednotlivé transversální řezy celého pravého femuru. Pro vytvoření STL sítě byla použita automatická segmentace, přičemž segmentována byla zvlášť

¹Voxel je, podobně jako pixel, obrazová jednotka. Voxel však má navíc další rozměr – hloubku.

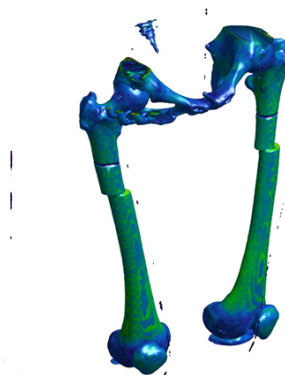
²z anglického názvu Digital Imaging and Communications in Medicine

kortikální a spongiózní část femuru. V následujícím textu bude nejprve popsán postup při tvorbě modelu kortikální kosti (resp. vnější hranice kortikální kosti) od zdrojových CT snímků až k objemovému modelu, poté tvorba spongiózní kosti (resp. vnitřní hranice kortikální kosti) a nakonec propojení obou objemových modelů.

Automatická segmentace vyžaduje od uživatele nastavit horní a spodní prahovou hodnotu voxelů, které budou zahrnuty ve vygenerovaném modelu. Pracovní plocha zobrazuje segmentovanou oblast zvýrazněnou v CT snímku a samostatně (viz obr. 10.1) V programu jsou též implementovány funkce pro vymazání malých objektů či vyplnění děr, které v některých případech mohou zjednodušit postprocessing STL sítě. Po vygenerování modelu (viz obr. 10.2) se STL síť vyexportuje, čímž je práce v tomto programu ukončena.

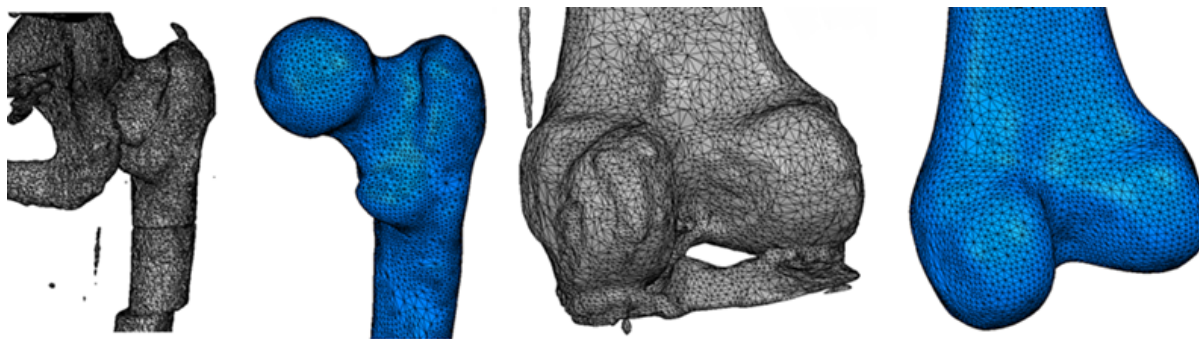


Obrázek 10.1: Segmentace CT snímků [73].



Obrázek 10.2: STL model vytvořený v programu STL model creator [73].

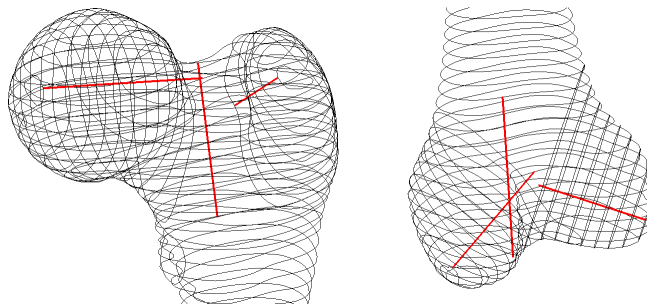
Dalším krokem je úprava STL modelu spočívající v odmazání nežádoucích bodů a ploch, rekonstrukce nedokonale segmentovaných částí a celkové vyhlazení modelu. Pro tyto účely byl využit software *Autodesk Netfabb* a *Catia V5*. Diafýza je tvořena silnou vrstvou kortikální kosti, která na snímcích má nejvyšší intenzitu, její segmentace je proto nejjednodušší. U proximální a distální části femuru je automatická segmentace méně efektivní a časová úspora získaná jejím použitím se následně promítne do časové náročnosti úprav polygonové sítě. Na obr. 10.3 je možné vidět proximální femur získaný automatickou segmentací snímků a síť po úpravách a vyhlazení, totéž zobrazeno pro kondyly.



Obrázek 10.3: Stl model z programu Stl Model Creator a síť po úpravě.

Kompletní, vyhlazený STL model je nutné dále převést na plošný a konečně na objemový model geometrie. Mezistupněm mezi polygonovou sítí a tvorbou ploch jsou rovinné řezy. Ty byly vytvořeny v softwaru *Catia V5* z upraveného STL modelu. Řezy

na diafýze byly vytvořeny podél osy z, jež byla v modelu orientována shodně s osou diafýzy. Pro geometricky složitější části femuru bylo nutné definovat vodící křivky, podél nichž se řezy následně vytvářely. Celkem bylo definováno 6 vodících křivek (viz obr. 10.4) tak, aby vzniklé rovinné řezy kompletně vystihly geometrii femuru. Rovinné křivky byly uloženy ve formátu .igs a importovány do 3D modelovacího softwaru *SolidWorks*.



Obrázek 10.4: Rovinné řezy femuru (černě) a vodící křivky použité k jejich vytvoření (červeně).

Importované řezy nelze v této podobě přímo spojovat, je nutné vytvořit jim odpovídající geometrii. K tomu byl využit příkaz *3D Skica* a jednotlivé řezy byly aproximovány hladkými křivkami skrze příkaz *Spline*. Křivky byly pomocí funkce *Povrch spojený z ploch* propojeny a okraje uzavřeny záplatou (s vlastností dotyk nebo tečně podle umístění). Sešitím jednotlivých souvisejících povrchů vzniklo 7 překrývajících se objemů. Dílčí objemy byly následně ořezány pomocí vhodných rovin a vzniklé mezery doplněny spojením profilů. Aby bylo zajištěno dobré propojení objemů, ke spojení byly využity vodící křivky spline, z nichž každá byla definovaná třemi body na každé ze spojovaných ploch, aby vytvořené vodící křivky navazovaly tečně na propojované objemy. Spojením všech sedmi dílčích objemů byl získán plný objemový model pravého femuru.

Ze zdrojových dat bylo dále nutné získat i model geometrie medulární dutiny a spongiózní kosti. Postup modelování se od předchozího v některých částech podstatně lišil. Předně nebylo možné vysegmentovat v dobré kvalitě model spongiózy v metafýzách. Důvodem je nízké rozlišení CT snímků a částečně i nastavování prahových hodnot v *STL Model Creatoru* pomocí posuvníků, jejichž citlivost nelze jakkoliv měnit. Z těchto důvodů byl získán pouze *STL* model medulární dutiny a části spongiózy v epifýzách, zbylé části spongiózy byly vytvořeny odsazením ploch v již vytvořeném modelu kosti.

Fáze úprav a vyhlazování polygonové sítě probíhala ekvivalentně k předchozí části, poté však byl *STL* model rovnou importován do *SolidWorks* bez tvorby vodících křivek. V softwaru je možné načíst přídatný modul *Scan to 3D*, který obsahuje nástroje pro převod polygonové sítě do objemového modelu³. Objemový model byl vytvořen pomocí funkce *Průvodce plošným modelováním*. Vhodným nastavením úrovně detailu se ukázalo implicitní střední. Místa, kde nebyly plochy automaticky vygenerovány, byla manuálně odstraněna redefinováním hranic prvků.

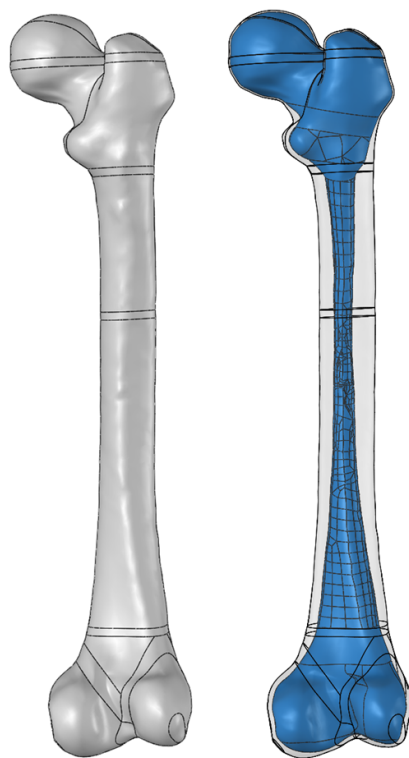
V oblasti metafýz byl model geometrie spongiózy vytvořen odsazením ploch, tedy v modelu mají metafýzy uniformní kortikální tloušťku. Na proximální metafýze byly

³Odlisný přístup k převodu *STL* do objemového modelu v předchozí části měl několik důvodů: (1) větší tvarová složitost a lepší kontrola tvorby modelu, (2) nedostupnost výpočetní techniky, která by s tímto větším modelem dokázala plynule pracovat při vytváření ploch skrze modul *Scan to 3D*.

plochy odsazeny o 1 mm, na distálním konci bylo možné kortikální tloušťku odměřit na CT snímcích a plochy zde byly odsazeny o 3 mm.

Záplatováním a sešitím povrchů byly vytvořeny dva dílčí objemy, k nimž byl následně importován model geometrie medulární dutiny a části spongiózy. Ten bylo nutné nejprve zarovnat vzhledem k ostatním objemům, poté byly dílčí objemy ořezány a spojeny do jednoho objemu, čímž vznikl model spongiózy a medulární dutiny.

Finálním krokem tvorby modelu geometrie femuru bylo odečtení modelu spongiózy a medulární dutiny od plné kosti. Spojením modelu kosti s dutinou a modelu dutiny vznikl konečný objemový model geometrie kosti (viz obr. 10.5).



Obrázek 10.5: Výsledný model geometrie femuru a zobrazená medulární dutina a spongiózní část kosti.

10.1.2 Distrakční intramedulární hřeb

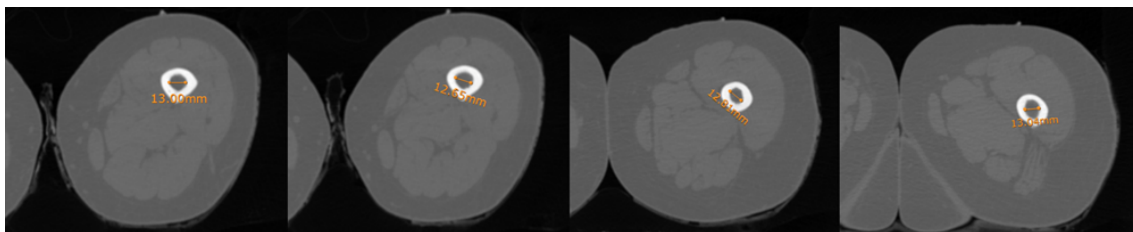
Tvorba modelu geometrie hřebu probíhala v software *SolidWorks 2012*. Rozměry jednotlivých částí byly vybrány z produktového listu hřebu *Precice P2.1* společnosti *Ellipse Technologies Inc.* [29] na základě rozměrů kosti. Dle zmíněného produktového listu rovněž byla tvořena geometrie hřebu.

Hřeb *Precice* je vyráběn ve variantě antegrádní i retrográdní, obě jsou dostupné jako přímé nebo s 10° ohybem v proximální části hřebu (liší se anatomickým místem vstupu). Každý ze 3 vyráběných průměrů má dále 6 nebo 7 variant délky (viz tab. 10.1). Maximální dosažitelná distrakce je u kratších hřebů 50 mm a u delších 80 mm.

Modelována byla antegrádní varianta s proximálním ohybem, která se do medulární dutiny umisťuje přes velký trochanter. Pro určení vhodných rozměrů hřebu bylo nejprve nutné z modelu femuru odměřit několik rozměrů. Jelikož zdrojová data pocházela od zdravého jedince, délka vytvořeného modelu kosti je brána jako rozměr po

| Průměr [mm] | | Délka [mm] | Max. distrakce [mm] |
|-----------------|---------------|-------------------------|---------------------|
| Proximální část | Distální část | | |
| 8,5 | 6,5 | 215, 230 | 50 |
| | | 245, 275, 305, 335 | 80 |
| 10,7 | 8,5 | 215, 230 | 50 |
| | | 245, 275, 305, 335, 365 | 80 |
| 12,5 | 10 | 215, 230 | 50 |
| | | 245, 275, 305, 335, 365 | 80 |

Tabulka 10.1: Dostupné rozměry hřebu Precice [30]

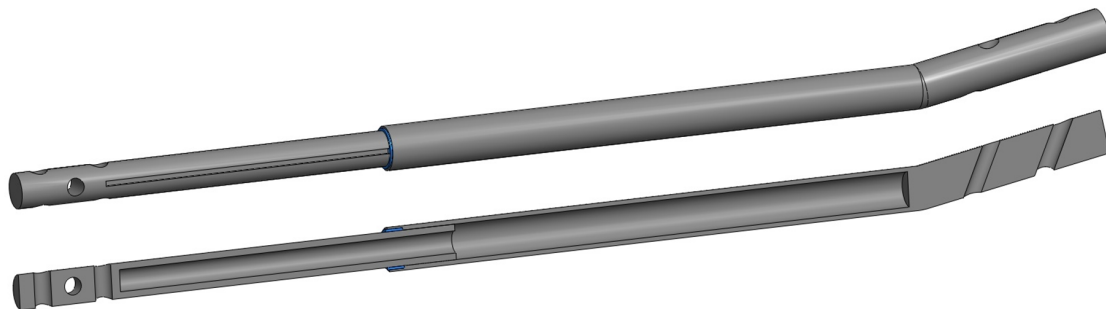


Obrázek 10.6: Určení průměru medulární dutiny z CT snímků.

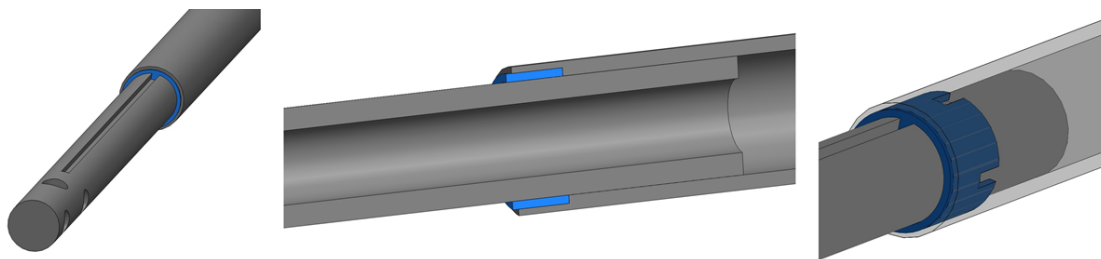
distrakci. Šířka medulárního kanálu je dle měření z CT snímků 12–13 mm v nejužší části (viz obr. 10.6), z dostupných průměrů je nejvhodnější hřeb s průměrem proximální části 12,5 mm, k níž přísluší průměr distální části 10 mm. Z dostupných délek hřebů byla vybrána délka 245 mm (délka hřebu při operaci, tedy před distrakcí). Rozměry vnitřního mechanismu, vodící závitové tyče a celková délka distální části byly odhadnuty na základě rentgenového snímku.

Na proximální části se nacházejí dva otvory pro šrouby pod úhlem 35° vzhledem k ose hřebu, na distální části jsou umístěny tři kolmo na osu hřebu. Umístění otvorů je zobrazeno a ne úplně vhodně zakótováno v produktovém listu *Precice* [29] (obrázek).

Korunka je zasazena v proximální části hřebu pomocí těsnících kroužků. Na vnitřním povrchu se nacházejí dva výstupky, v nichž jsou zasazeny drážky v distální části hřebu. Účelem korunky je zabránit rotaci distální části hřebu.



Obrázek 10.7: Zkompletované části modelu geometrie hřebu.



Obrázek 10.8: Detail vzájemné polohy jednotlivých částí hřebu.

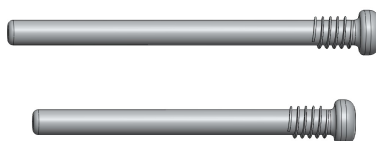
10.1.3 Fixační šrouby

Distrakční intramedulární hřeb je po vložení do medulární dutiny zafixován šrouby. V proximální části hřebu jsou šrouby dva, v distální část dva nebo tři dle potřeby (dle textových materiálů firmy *Ellipse Technologies* je často dostačující využití dvou šroubů a prostřední otvor na distální části hřebu tak zůstává volný). Na základě produktového listu hřebu *Precice* [29] byl vytvořen model třech variant šroubu dle tab. 10.2 s různými průměry dříku⁴. Délka šroubů byla zadána největší dostupná pro daný průměr, jelikož je jednodušší délku vhodně oříznout až na sestaveném modelu geometrie než v této fázi zadávat všechny dostupné délky.

| Průměr [mm] | Délka [mm] |
|-------------|------------|
| 3,5 | 20–60 |
| 4 | 20–60 |
| 5 | 20–75 |

Tabulka 10.2: Dodávané rozměry šroubů pro hřeby *Precice* [30].

U šroubů byl též modelován závit, neboť se jedná o potenciální nebezpečné místo. Z dostupných prospektů vydaných k hřebu *Precice* [29, 30] lze zjistit pouze dostupné průměry a délky šroubů, parametry závitů zde popsány nejsou. Patent vlastněný společností *Ellipse Technologies* týkající se intramedulárních hřebů k distrakci kostí [74] obsahuje pouze nákresy starších verzí s odlišnou konstrukcí, nicméně zde zobrazené šrouby jsou zřejmě stejné jako se používají ke hřebům *Precice*. Přestože jde o subjektivní vizuální zhodnocení, lepší podklady nebyly dostupné a tvar profilu závitů byl proto modelován podle zmíněného patentu. Ostatní parametry závitů byly odhadnuty z důvodu absence kót v nákresech.

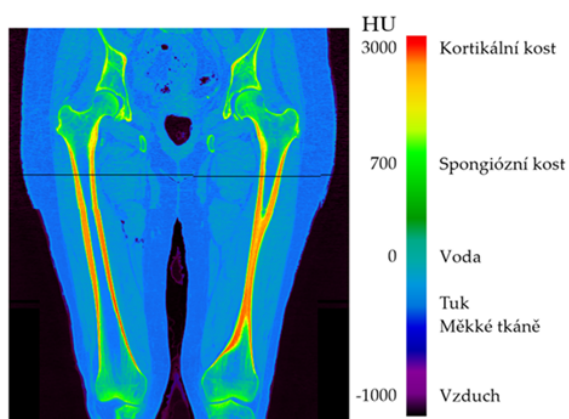


Obrázek 10.9: Fixační šrouby.

⁴Šrouby byly modelovány dříve než byl dostupný software STL Model Creator. Posléze se ukázalo, že budou potřebné pouze šrouby s průměrem 5 mm, jak bylo uvedeno u tvorby modelu hřebu. V textu potom byla u těchto dvou pododdílů upřednostněna logická strukturovanost tvorby modelu před chronologickou.



Obrázek 10.10: Kompletní model geometrie distrakčního intramedulárního hřebu Precice.



Obrázek 10.11: Zobrazení zdrojových CT snímků ve frontální rovině.

10.1.4 Sestavení kompletního modelu geometrie

Díličí modely geometrie je následně nutno uspořádat v prostoru, aby bylo možné určit polohu osteotomie dle doporučené metodiky a poté v mezeře, která představuje fázi po distrakci, vytvořit geometrii svalku. Byla též ořezána spongiózní část tak, aby odpovídala skutečnému rozsahu, neboť vytvořený objem obsahoval i medulární dutinu, kde se spongiózní kost nenachází (viz obr. 10.11).

Osteotomie a distrakce

Vytvořený model geometrie femuru je model zdravé kosti s fyziologickou délkou, je tedy nutné odstranit část kosti. Tím vznikne mezera odpovídající modelu geometrie kosti po skončení distrakce.

Prvním krokem dle operativní techniky popsané v [29] je určení velikosti defektu. Měření se provádí na rentgenovém snímku, kde je kratší končetina vypodložená. K výšce vypodložení se přičte korekce určená z natočení pánve na snímku, aby diskrepance byla zjištěna přesněji. Zde je uvažovaný defekt o velikosti maximální distrakce hřebu. V tomto případě je distální část nejméně zasunuta v proximální a lze tak předpokládat, že v takovém případě dochází k největšímu namáhání korunky i obou částí hřebu.

Určení místa osteotomie se provádí vzhledem k distálnímu konci hřebu před započítáním distrakce. Doporučené umístění osteotomie lze získat sečtením délky distální části vysunuté ještě před distrakcí (30 mm), velikosti diskrepance (v tomto případě 80 mm) a dalších 40 až 50 mm, aby po skončení distrakce byla stále část kosti okolo proximální části (distální část má menší průměr a je nutno zajistit dostatečnou fixaci kosti) [29].

V modelu geometrie byly vytvořeny dvě roviny definované pomocí vzdálenosti od distálního konce hřebu dle uvedených doporučení. Pomocí těchto rovin byl model geometrie femuru rozdělen na proximální část, distrakční mezeru a distální část.

Svalek

Svalek tvoří podstatnou část celého femuru a je nutné jej do modelu zahrnout. Podklady k tvorbě geometrie byly získány z klinických studií.

Studie [75], provedená na 15 pacientech, jimž byla prodlužována končetina pomocí monolaterálního fixátoru a následnou fixací klasickým hřebem, byla zaměřena na tvar a strukturu svalku. Celkem 7 pacientů mělo svalek cylindrický, 3 fusiformní a 5 laterální. Dle Muzaffar et al. [75] a Li et al. [64] je laterální tvar pravděpodobně způsobený použitím monolaterálního fixátoru, kde nejsou obě strany fixovány stejně stabilně a na laterální straně dochází k větší stimulaci růstu. U intramedulárního hřebu by potom podobná situace nastat neměla a laterální tvar svalku zde nebude vznikat.

Rozsáhlejší studie [76] zahrnující 67 pacientů, jimž byla po prodloužení femuru a odstranění externího fixátoru kost fixována pomocí elastických hřebů. 61 ze 108 prodlužovaných femurů mělo svalek klasifikovaný jako centrální, druhý nejčastější tvar svalku byl fusiformní.

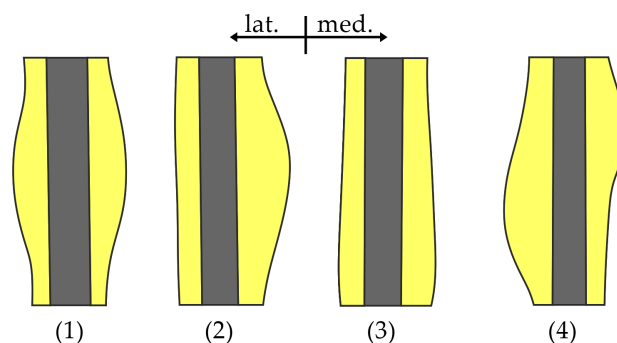
Mnohem více pacientů – celkem 178 – bylo zahrnuto ve studii [77], zde se však jednalo o prodlužování tibie, nikoliv femuru. Při použití Ilizarovova fixátoru a následné stabilizaci klasickým hřebem došlo u 61 ze 178 pacientů k vytvoření fusiformního svalku a neobjevil se jediný případ konkávního, laterálního či centrálního tvaru svalku. Podobně studie [78] uvádí u většiny pacientů centrální tvar a jako druhý nejčastější fusiformní, opět se jedná o prodlužování tibie.

Je otázkou, nakolik je možné opírat se o studie zkoumající převážně prodlužování tibie, navíc jinými technikami, nicméně zdroje ohledně distrakčních intramedulárních hřebů jsou v tomto ohledu dost omezené. Ve studiích zkoumajících pacienty, kterým byla kost prodlužována pomocí intramedulárního distraktoru, nejsou hodnoceny tvary svalku a jediná dostupná data jsou přiložené radiografické snímky, jichž není mnoho a zahrnují zlomek případů z celé studie. Tvary svalku, jež je možné na těchto radiografických snímcích pozorovat, jsou v zásadě čtyři (viz obr. 10.12):

- (1) fusiformní [18, 35, 39, 41, 43, 45, 79, 80, 81],
- (2) fusiformní na mediální straně [10, 17, 18, 27, 31, 34, 82, 83],
- (3) centrální [41, 84],
- (4) asymetrický [36, 79].

Z počtu uvedených zdrojů je zřejmé, že v dostupném souboru dat dominují první dva typy. Nutno podotknout, že všechny tyto typy byly v uvedených zdrojích hodnoceny jako dobře konsolidující svalek a tedy správně probíhající regenerace.

Nelze prohlásit jen na základě těchto dat, že tyto čtyři typy jsou charakteristickými tvary svalku pro distrakční osteogenezi s využitím distrakčního intramedulárního hře-

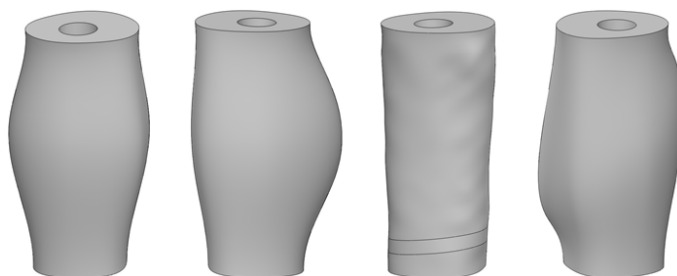


Obrázek 10.12: Tvary svalku získané z rentgenových snímků ve frontální rovině [17, 36, 41, 79].

bu. Pokud však jsou vzaty v úvahu i předtím uvedené studie zahrnující různé případy distrakční osteogeneze, kde se rovněž ukazuje převaha tvaru fusiformního a centrálního, lze předpokládat tyto dva tvary jako nejčastější. Zbylé dva tvary – fusiformní na mediální straně a asymetrický – v publikované klasifikaci tvaru svalků (viz oddíl 7.4) nejsou rozlišovány a z hlediska této klasifikace se jedná o varianty fusiformního svalku. Přesto byly vytvořeny modely geometrie pro všechny čtyři tvary svalku (viz obr. 10.13), které budou podrobeny srovnávací analýze.

Model geometrie fusiformního, fusiformního na mediální straně a asymetrického tvaru svalku byly vytvořeny pomocí propojení dvou profilů ohraničujících protilehlé konce distrakční mezery. Vodicí křivky byly vytvořeny tak, aby tečně navazovaly na původní kost a geometrii odpovídaly dříve uvedeným tvarům získaným z radiologických snímků.

Model geometrie centrálního tvaru svalku byl vytvořen rozdělením modelu geometrie kosti v místech určených v předchozím oddíle a sečtením částí kortiky a spongiózy v této části. Centrální svalík je tvarově velmi blízký původní geometrii kosti [64], proto byl jeho model geometrie vytvořen tímto způsobem.



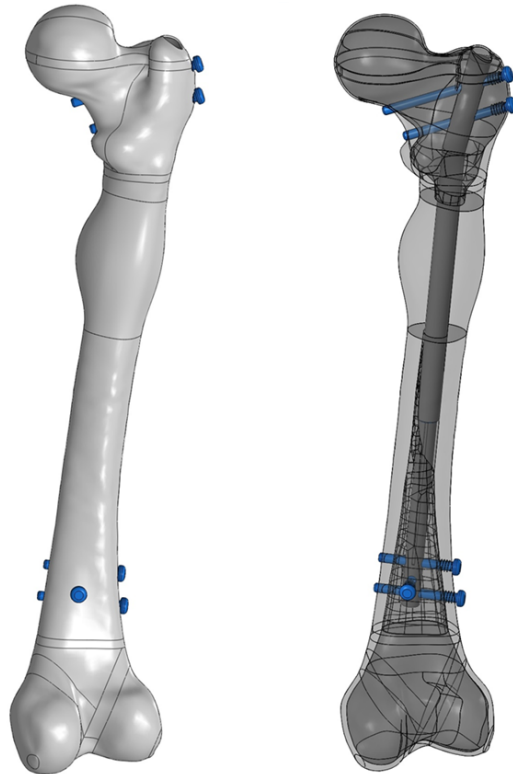
Obrázek 10.13: Vytvořené geometrie svalku: fusiformní, fusiformní na mediální straně, centrální, asymetrický.

Ze zobrazených modelů geometrie svalku je patrné, že se jedná o model na úrovni homogenního kontinua. Zároveň však z informací uvedených v oddílu 7.4 vyplývá, že svalík v jednotlivých fázích hojení nepředstavuje homogenní strukturu. Model na úrovni histologie by nepochybně byl vhodnější pro analýzu deformačně napěťových stavů řešené soustavy, taková úroveň však značně přesahuje rozsah diplomové práce a vyžaduje mít k dispozici detailní zdrojová data.

10.1.5 Přehled variant modelu geometrie

Byly vytvořeny celkem čtyři varianty modelu geometrie. U všech v další práci použitých je antegrádní varianta hřebu s proximálním ohybem, šrouby modelované i se závitů a liší se geometrií svalku:

- (1) Antegrádní varianta, proximální ohyb, se závitů, centrální svalek
- (2) Antegrádní varianta, proximální ohyb, se závitů, fusiformní svalek
- (3) Antegrádní varianta, proximální ohyb, se závitů, svalek fusiformní na mediální straně
- (4) Antegrádní varianta, proximální ohyb, se závitů, svalek asymetrický



Obrázek 10.14: Kompletní model geometrie se svalkem fusiformním na mediální straně.

10.2 Model materiálu

10.2.1 Kostní tkáň

Jak bylo uvedeno v oddílu 7.1, rozlišují se dvě kostní formace – kortikální a spongiózní – s velkými rozdíly ve struktuře i mechanických vlastnostech. Po zhodnocení dostupných možností výpočtového hardwaru a s tím úzce spojeného výpočtového času byl typ materiálového modelu kosti zvolen homogenní, izotropní, lineárně elastický materiál. Zvolený model pro své určení vyžaduje dvě nezávislé elastické konstanty E a μ . Tyto budou určeny zvlášť pro kortikální kost (E_k, μ_k) a spongiózní kost (E_s, μ_s).

V případě, že jsou dostupná kvalitní zdrojové CT snímky, je možné získat elastické konstanty z nich, avšak u klasických CT snímků s rozlišením 512×512 voxelů může docházet k velkému zkreslení. Ostatně již při tvorbě modelu geometrie bylo znázorněno, že segmentovat oblast zájmu je v tomto případě problematické. Byly proto příslušné

hodnoty vyhledány v literatuře. Hodnoty předepsaných elastických konstant u kortikální kosti byly $E_k = 17000 \text{ MPa}$, $\mu_k = 0,3$ a u spongiózní kosti $E_s = 800 \text{ MPa}$, $\mu_s = 0,3$ [85].

10.2.2 Svalek

V oddílu 7.4 bylo uvedeno, že během formování svalku vznikají čtyři základní typy tkáně. Mechanické vlastnosti těchto tkání jsou řádově odlišné. Konstanty E a μ pro jednotlivé typy tkáně byly převzaty z [66] a jsou uvedeny v tabulce 10.3.

| Typ tkáně | Youngův modul [MPa] | Poissonovo číslo [-] |
|-----------------|---------------------|----------------------|
| Granulační tkáň | 1 | 0,167 |
| Fibrózní tkáň | 2 | 0,167 |
| Chrupavka | 10 | 0,167 |
| Kost | 1000–6000 | 0,3 |

Tabulka 10.3: Přehled materiálových vlastností tkání ve svalku [66].

Předepisování materiálových vlastností je úzce spojeno s tvorbou modelu geometrie (resp. tvorbou sítě v závislosti na přístupu) a nároky na rozlišovací úroveň zdrojových dat jsou zde též vysoké. U modelu geometrie byla po zhodnocení dostupných možností vybrána nižší úroveň modelu svalku a stejně tomu bylo i u jeho modelu materiálu, který byl vybrán homogenní, izotropní, lineárně elastický. Na této úrovni nelze očekávat vysokou spolehlivost výsledků u modelu s materiálovými charakteristikami granulační tkáně, fibrózní tkáně a chrupavky a dále granulační a fibrózní tkáň ve svalku po ukončení distrakce již nejsou převažujícími typy tkáně [60]. Model materiálu s elastickými konstantami odpovídajícími chrupavce je tedy modelem stavu po distrakci, kdy je svaček tvořen kombinací všech tří měkkých tkání a částečně též nepropojené řídké kostní tkáně na obou koncích, která poskytuje minimální mechanickou podporu kosti.

Dále byly vytvořeny 3 stejné modely materiálu s různými materiálovými charakteristikami reprezentující postupnou konsolidaci kostního svalku. V těchto fázích již došlo k propojení obou konců kosti pomocí nové kostní tkáně, což zlepšuje celkové mechanické vlastnosti svalku. Osteogeneze nadále postupuje a tuhost svalku roste. Těmto třem fázím byl předepsán Youngův modul 1000, 3000 a 6000 MPa.

10.2.3 Distrakční intrameduální hřeb a fixační šrouby

Tělo hřebu je vyrobeno ze slitiny Ti-6Al-4V [18]. Model materiálu pro hřeb byl, stejně jako v ostatních případech, zvolen homogenní, izotropní, lineárně elastický materiál. Materiálové charakteristiky slitiny: $E = 113800 \text{ MPa}$, $\mu = 0,342$ [86].

10.3 Model okrajových podmínek

Deformační okrajové podmínky byly v modelu zadány předepsáním nulových posuvů ve všech osách uzlům na kondylech. Toto uložení za předpokladu, že model vychází

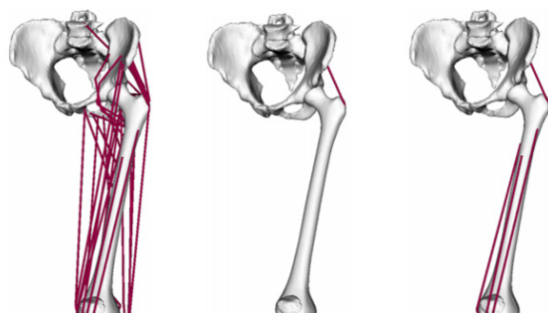
| Typ tkáně | E [MPa] | μ [-] | Zn. v textu |
|------------------------------|---------|-----------|-------------|
| Fibrózní sval | 10 | 0,167 | fib |
| Počátek konsolidace svalku | 1000 | 0,3 | k1 |
| Částečně konsolidovaný sval | 3000 | 0,3 | k3 |
| Pokročile konsolidovaný sval | 6000 | 0,3 | k6 |
| Kortikální kost | 17 000 | 0,3 | |
| Spongiozní kost | 800 | 0,3 | |
| Ti6Al4V | 113 800 | 0,342 | |

Tabulka 10.4: Přehled použitých elastických konstant ve výpočtovém modelu.

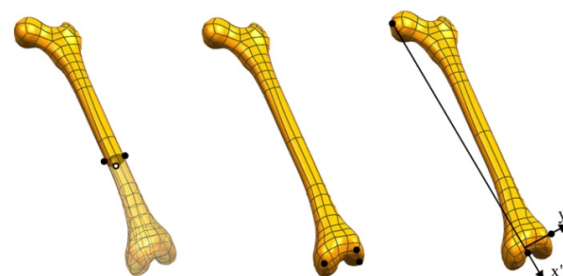
ze statického stoje, do jisté míry odráží uložení v kolenním kloubu, nicméně má několik nedostatků. Femur je uložen v tkáních, které jsou poddajnější a není úplně zamezeno posuvům. Tento model okrajových podmínek také nereflektuje omezení posuvů okolními měkkými tkáněmi a kyčelním spojením. Lze proto očekávat vyšší posuvy než k jakým dochází in vivo, kde není hlavička volně.

Silové okrajové podmínky vycházejí ze zatížení vlastní vahou. Femur byl zatížen silami aplikovanými na uzly v místě hlavičky (síla v kyčelním kloubu) a na velkém trochanteru (abduktory).

Zhodnocení vhodnosti předepsaných okrajových podmínek proběhlo na základě srovnávací analýzy ve studii [53]. Speirs et al. uvádějí ve své studii různé formulace okrajových podmínek použitých ve výpočtovém modelování femuru. Jejich cílem bylo vzájemně porovnat vliv různých formulací na výsledky.



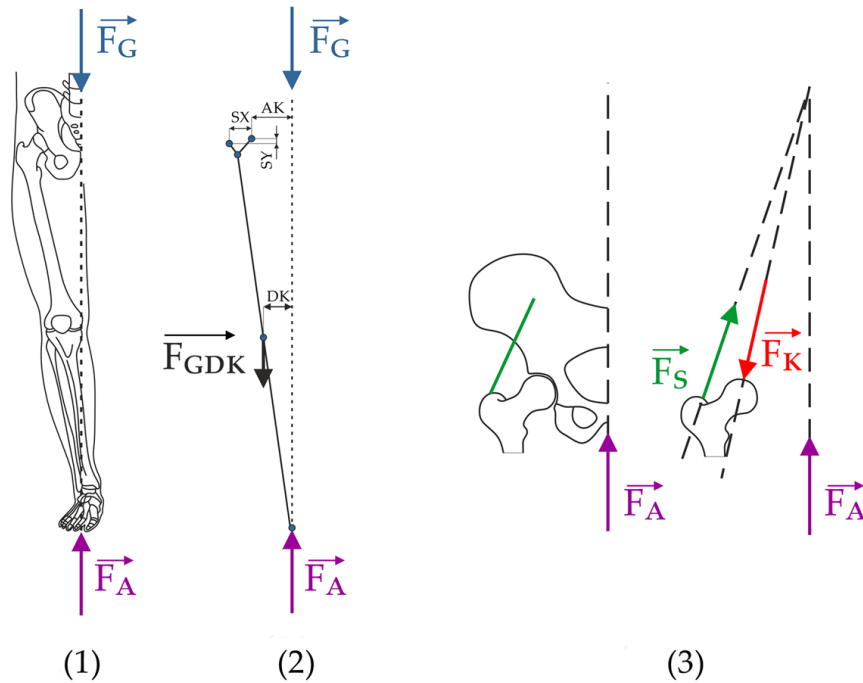
Obrázek 10.15: Různé svalové skupiny zahrnuté do modelu: všechny stehenní svaly (vlevo), abduktor (uprostřed), abduktor a m. vasti [53].



Obrázek 10.16: Modely deformačních okrajových podmínek femuru: uprostřed diafýzy (vlevo), na laterálních kondylech (uprostřed), na hlavičce femuru a distálním konci [53].

V případě silových okrajových podmínek je u femuru obvykle (dle Speirs et al. [53] i v diplomových pracích na ÚMTMB [48, 49, 50]) aplikována pouze síla na femorální hlavičce v kontaktu s pánví doplněná o silovou výslednici abduktorů. Femur je však obklopen velkým množstvím svalů, jejichž zahrnutí v modelu bylo předmětem zmiňované srovnávací analýzy (viz obr. 10.15) [53].

Deformační okrajové podmínky rovněž byly formulovány třemi způsoby (viz obr. 10.16). První varianta je vhodná pouze pro model proximálního femuru, druhý (nejpoužívanější) případ je vetknutí kondylů a poslední varianta (označovaná jako fyziolo-



Obrázek 10.17: Zatížení dolní končetiny při stoji na jedné noze [87, 88]. (1) síly působící na člověka při stoji na jedné noze, (2) určení ramen sil vzhledem ke středu femorální hlavičky, (3) detail uvolnění femuru.

gická), která by měla nejlépe vystihovat uložení femuru v kolenním a kyčelním kloubu [53].

Speirs et al. [53] neposkytli u výsledků mnoho kvantitativních ukazatelů a jejich analýza nezahrnovala úplně totožnou formulaci okrajových podmínek, která byla použita v této práci. Největší rozdíly mezi jednotlivými variantami se ukázaly v posuvech hlavičky a reakčních silách. U přetvoření autoři udávají velký vliv, nicméně rozdíly v přetvoření u variant podobných formulaci použité v této diplomové práci nejsou podstatné⁵.

10.3.1 Určení velikosti zatížení

Zatížení femuru bylo určeno z modelového případu stoje na jedné noze při zachování symetrie těla [48, 49, 50, 87]. Na člověka s hmotností $m = 70 \text{ kg}$ působí tíhová síla $F_G = 9,81 \times m = 687 \text{ N}$ v ose těla a na stejné nositelce v opačném směru působí na chodidlo styková výslednice $F_A = F_G = 687 \text{ N}$ (viz obr. 10.17 (1)).

Při uvolnění femuru působí na proximální konci síla přenášená v kloubu F_k na hlavici femuru a výsledná síla od svalů F_s působící na velký trochanter a představuje silové působení hýžďových svalů v kyčelním spojení, zejména *musculus gluteus medius* a *musculus gluteus minimus*.

⁵Prezentované diagramy nejsou příliš přehledné a lze z nich pouze hrubě odhadnout procentuální rozdíly mezi jednotlivými řešeními a největší rozptyl hodnot byl na distálním konci femuru, kde se nenačítá žádný z předmětů analýzy deformace a napětí, proto byla použita nižší úroveň modelu okrajových podmínek. Vlastní srovnávací analýza nebyla z časových důvodů provedena.

Pro řešení sil v kloubu je nutné uvolnit dolní končetinu a zavést neznámé parametry v kloubu F_K a ve svalu F_S . V těžišti dolní končetiny je přidána její tíha F_{DK} , která působí proti F_A . Hodnota tíhy dolní končetiny dle Brauna-Fischera [87] je $F_{DK} = 0,1864 \times F_G = 128\text{ N}$. Množina neznámých parametrů pro řešení rovnováhy na dolní končetině je $N = \{F_{Kx}, F_{Ky}, F_S\}$. Rovnice rovnováhy pro uvolněnou dolní končetinu pak vypadají takto:

$$\sum F_x = 0 : F_{Kx} - F_S \sin \alpha_S = 0 \quad (10.2)$$

$$\sum F_y = 0 : F_A - F_{GDK} + F_S \cos \alpha_S - F_{Ky} = 0 \quad (10.3)$$

$$\sum M_K = 0 : F_A \times \overline{AK} - F_{GDK} \times (\overline{AK} - \overline{DK}) - F_S \sin \alpha_S \times \overline{SX} - F_S \cos \alpha_S \times \overline{SY} = 0 \quad (10.4)$$

Z momentové rovnice lze vyjádřit neznámou F_S :

$$F_S = \frac{F_A \times \overline{AK} - F_{GDK} \times (\overline{AK} - \overline{DK})}{\sin \alpha_S \times \overline{SX} + \cos \alpha_S \times \overline{SY}} = \frac{687 \times 96 - 128 \times 42}{\sin 20^\circ \times 10,6 + \cos 20^\circ \times 50} = 1197\text{ N} \quad (10.5)$$

Neznámé F_{Kx} a F_{Ky} lze pak dopočítat ze zbylých dvou rovnic:

$$F_{Kx} = F_S \times \sin 20^\circ = 409\text{ N} \quad (10.6)$$

$$F_{Ky} = F_S \times \cos 20^\circ + F_A - F_{GDK} = 1684\text{ N} \quad (10.7)$$

Takto určené síly však odpovídají plnému statickému zatížení končetiny, zatímco na končetinu během distrakce a na začátku konsolidace není vhodné plně došlapovat. Pro hřeb *Precice* je doporučeno 20 % váhy na začátku konsolidace, s postupným přechodem k plnému zatěžování [30].

Byly použity celkem tři různé velikosti zatížení, hodnoty jsou uvedeny v tab. 10.5. Kde bylo které zatížení konkrétně použito je uvedeno v kapitole věnující se řešení výpočtového modelu.

| % tělesné váhy | F_s [N] | F_k [N] |
|----------------|-----------------|-----------------|
| 20 | (-82, 0, 225) | (82, 0, -336) |
| 60 | (-246, 0, 675) | (246, 0, -1009) |
| 100 | (-409, 0, 1125) | (409, 0, -1684) |

Tabulka 10.5: Hodnoty zatížení použité v modelu.

11 ŘEŠENÍ VÝPOČTOVÉHO MODELU

Po vytvoření všech dílčích modelů je možno přistoupit k řešení výpočtového modelu. Řešení bylo provedeno ve výpočtovém softwaru *Ansys 17.1*, konkrétně v modulu *Workbench 17.1*.

V první fázi řešení je nutné zvolit vhodné nastavení kontaktů, model geometrie diskretizovat pomocí konečného počtu prvků a zvolit vhodné nastavení řešiče.

11.1 Nastavení kontaktů

11.1.1 Kontakty kortika/spongióza

Ačkoliv jsou ve výpočtovém modelu odděleny části kvůli předepsání rozdílných materiálových vlastností, v kosti přechází jedna struktura ve druhou a jsou pevně spojeny. Kontakt mezi těmito objemy musí být nerozpojitelný, což v Ansysu odpovídá typu kontaktu *bonded*.

11.1.2 Kontakty šroub/kortika, šroub/spongióza

Šrouby slouží k fixaci hřebu v kosti a jedná se tedy o pevné spojení. Kontakty šroubů s kostí byly, stejně jako v předchozím případě, definovány jako *bonded*.

11.1.3 Kontakty svalek/kortika, svalek/spongióza

V distální části dochází ke kontaktu svalku pouze s kortikální kostí, v části proximální se nachází kontakt s kortikální a částečně i spongiózní kostí. Svalek je pevně spojený s plochami vzniklými osteotomií, ve výpočtovém modelu byl kontakt opět řešen jako typ *bonded*.

11.1.4 Kontakty hřeb/hřeb, korunka/hřeb

Distální část hřebu je vsunuta do proximální části a zajištěna korunkou. Mezi distální částí hřebu a korunkou a rovněž mezi proximální a distální částí hřebu může docházet k malému relativnímu pohybu v ose hřebu a nejvhodnější typem kontaktu pro toto spojení se jeví kontakt *frictional*. Korunka je v proximální části vtlačena a zajištěna třemi kroužky, aby nedošlo k jejímu uvolnění a zároveň její čtyři drážky na vnějším obvodu zabraňují její rotaci. Kontakt korunky a proximální části hřebu byl proto definován jako kontakt typu *bonded*.

Koeficient tření byl zadán 0,01. V nastavení bylo změněno přepočítávání tuhosti kontaktu na možnost *Each iteration, aggressive*, což způsobí, že výpočetní jádro po každé iteraci aktualizuje tuhosti v kontaktech, oproti možnosti *Each iteration* k tomu dochází ve větším rozsahu hodnot [89]. Dále byla nastavena možnost *Adjust to touch*, kdy je automaticky dopočítán vzájemný posuv kontaktních ploch, aby byl iniciován kontakt. Ostatní možnosti byly ponechány na původních hodnotách.

11.1.5 Kontakty šroub/hřeb

Šrouby jsou vsunuty do otvorů v těle hřebu a dosedají na jejich vnitřní plochy. Pro tyto kontakty je opět vhodný typ kontaktu *frictional*. Nastavení kontaktu bylo provedeno stejně jako u předchozích kontaktů tohoto typu.

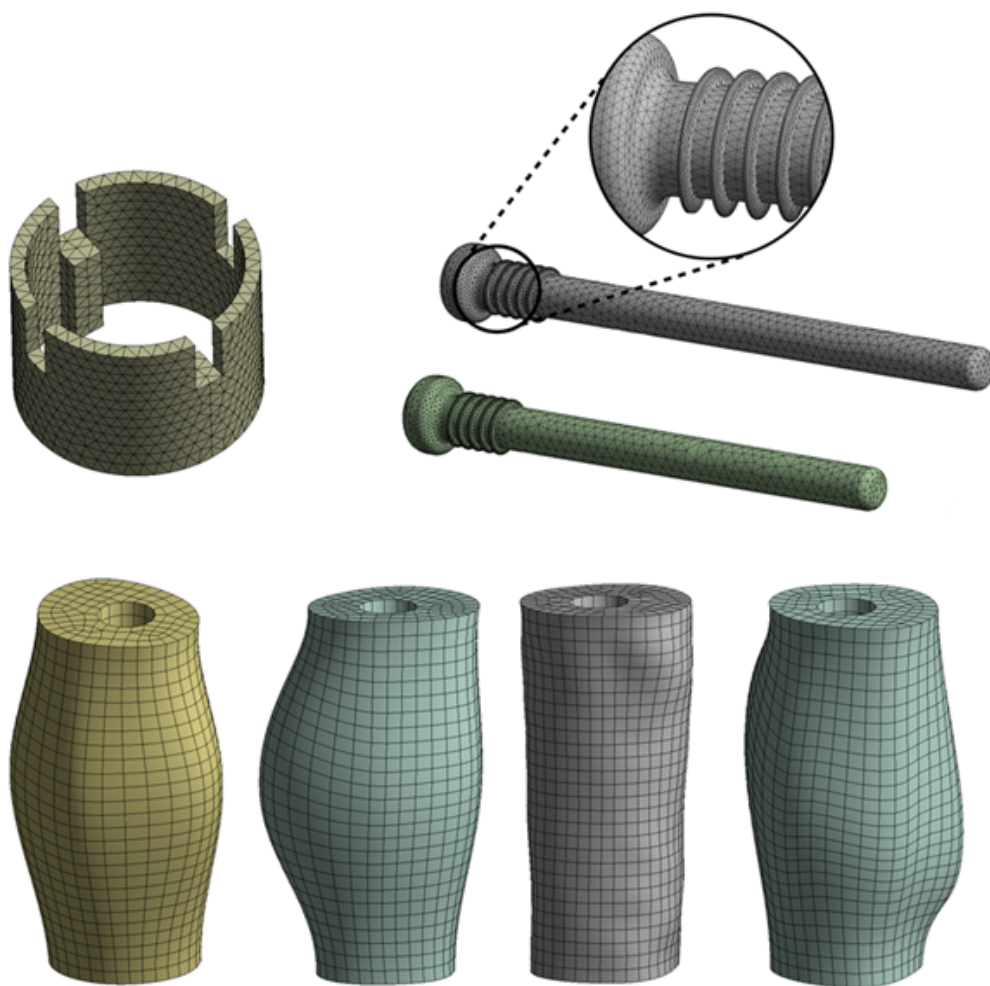
11.2 Diskretizace modelu geometrie

Síť byla vytvořena pomocí prvků *SOLID187* a *SOLID186*, což jsou desetiuzlové čtyřstěnné, respektive dvacetiuuzlové šestistěnné prvky se třemi stupni volnosti v každém uzlu (těmi jsou posuvy u_x , u_y , u_z).

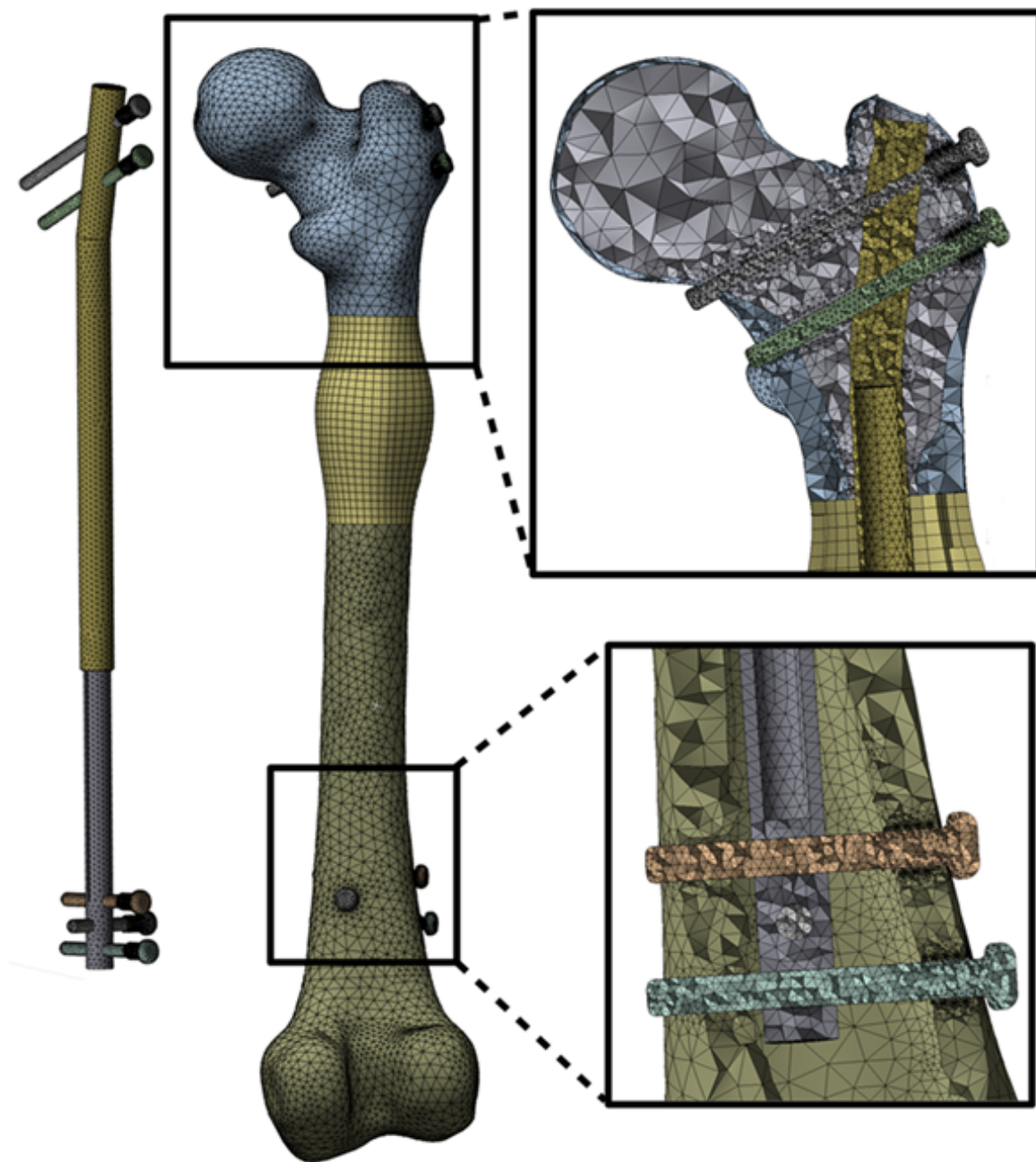
Kontaktní plochy byly pokryty kontaktními prvky *CONTA174* a *TARGE170*.

Globální nastavení pro vytváření sítě bylo nastaveno na algoritmus *Uniform* s následujícími parametry: $min\ size = 0,15\ mm$, $max\ face\ size = 8\ mm$, $max\ tet\ size = 10\ mm$, $growth\ rate = 1,6$, $defeature\ size = 0,05\ mm$.

Celkový počet použitých solid prvků byl 655 435 až 692 645 dle varianty geometrie, kontaktních prvků bylo použito přibližně 310 000.

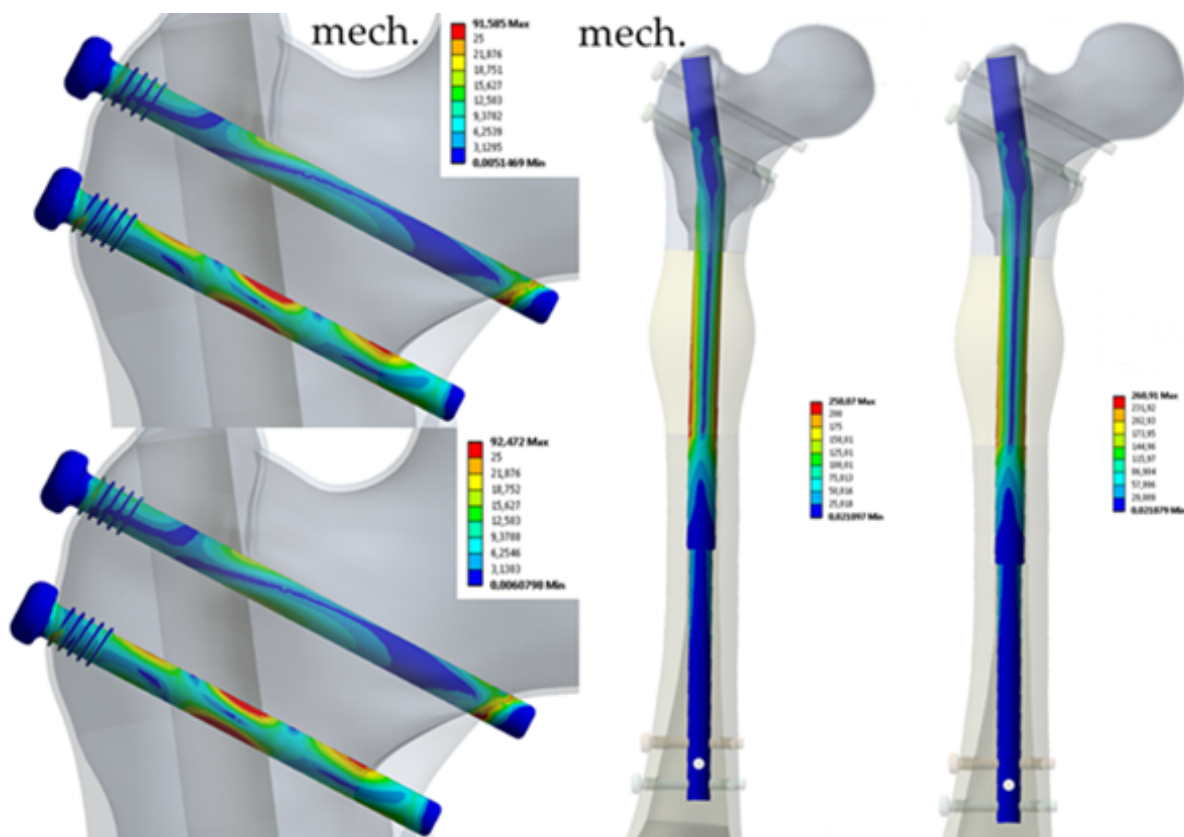


Obrázek 11.1: Detail vybraných částí sítě.



Obrázek 11.2: Diskretizovaný model geometrie.

V rámci řešení modelu bylo též zjišťováno, zda bude mít model mechanismu podstatný vliv na deformaci a napětí řešené soustavy. Model geometrie hřebu zobrazený v předchozí kapitole nemá uvnitř těla nijak modelovaný distrakční mechanismus, což předjímá výsledek tohoto srovnání. Na obr. 11.3 je zobrazeno srovnání obou variant pro napětí proximálních šroubů a hřebu, kde byl rozdíl v maximální hodnotě největší a činil 4 %. Zjednodušený model mechanismu neměl vliv ani na rozložení napětí, proto další úlohy byly počítány bez něj.



Obrázek 11.3: Srovnání výpočtového řešení s modelem mechanismu a bez něj.

11.3 Nastavení řešiče

Úloha je rozsáhlá a obsahuje též nelinearity v kontaktech, není proto vhodný přímý řešič. Z dostupných iteračních řešičů byl zvolen PCG řešič. Jeho defaultní konvergenční limit byl zvýšen z $1E-8$ na $1E-4$.

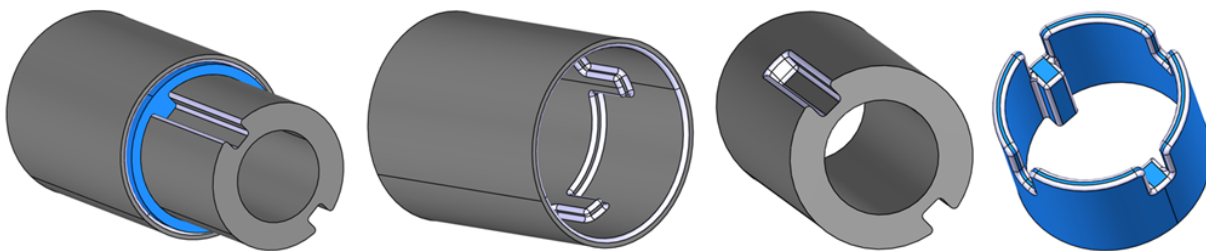
11.4 Tvorba submodelu

Model geometrie korunky neobsahuje tvarové detaily a z důvodu omezeného výkonu dostupného hardwaru je její síť poměrně hrubá. Jelikož se však jedná o potenciálně nebezpečné místo hřebu, bylo zde přistoupeno k tvorbě submodelu.

Myšlenka submodelu je založena na Saint-Venantově principu, který říká, že nahrazením silové soustavy její staticky ekvivalentní náhradou je napjatost tělesa ovlivněna pouze v blízkém okolí náhrady. Ve výpočtovém modelování spočívá tvorba submodelu obvykle ve výpočtu celého modelu s hrubou sítí a bez geometrických detailů, z něhož je poté vyříznuta menší část, submodel. Submodel obsahuje geometrické detaily a mnohem menší prvky umožňující přesnější vyhodnocení deformačních stavů v daném místě. Okrajové podmínky submodelu jsou získány z pole posuvů vypočteného pro celý model. Pole posuvů je aplikováno na uzly nacházející se v rovinách řezu [89, 90].

Zaoblení hran bylo nejprve provedeno v modulu Ansysu *DesignModeler*, kde však vytvořené přechody mezi zaobleními měly velmi ostré hrany nepoužitelné pro výpočet, geometrie byla proto exportována a upravena v softwaru *Catia V5*, čímž byly pro-

blémy s těmito přechodovými plochami vyřešeny (viz obr. 11.4). Upravená geometrie byla importována zpět do Ansysu do nové statické úlohy. Submodel se v úloze aktivuje jednoduše vytvořením propojení *solution-setup* mezi úlohou s celou geometrií a úlohou s vytvořeným výřezem.



Obrázek 11.4: Upravená geometrie submodelu. Nové plochy zobrazeny v bílé barvě.

Import posuvů je proveden po označení ploch řezu automaticky na příslušné uzly. Vytvořená síť submodelu je tvořena 279 695 prvky *SOLID187*.

12 DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA

ŘEŠENÍ

Vzhledem k vyššímu počtu výpočtových variant jsou jednotlivé varianty uváděny v textu popisu zobrazených výsledků řešení. Pro přehlednost popisu jsou využívány následující zkratky složené ze tří částí:

| Prvek | Označení v textu |
|--------------------------------------|------------------|
| Fusifornní svalek | FU |
| Svalek fusiformní na mediální straně | FM |
| Centrální svalek | CE |
| Asymetrický svalek | AS |
| Fibrózní svalek | fib |
| Počátek konsolidace svalku | k1 |
| Částečně konsolidovaný svalek | k3 |
| Pokročile konsolidovaný svalek | k6 |
| Zatížení 20 % tělesné váhy | 20 % BW |
| Zatížení 60 % tělesné váhy | 60 % BW |
| Zatížení 100 % tělesné váhy | 100 % BW |

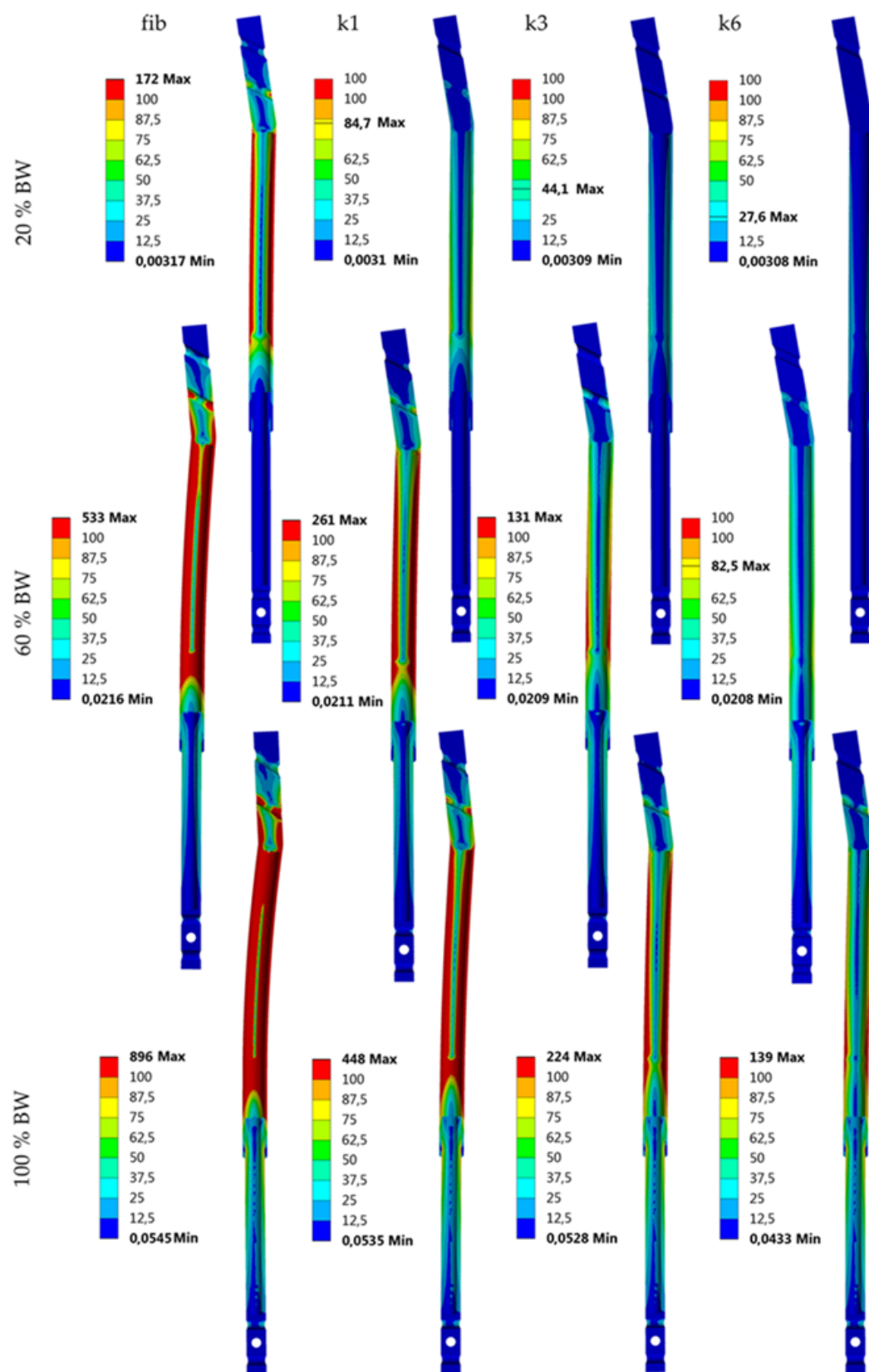
Tabulka 12.1: Přehled zkratk používaných u výsledků.

Například značka FU60k1 označuje variantu řešení soustavy s fusiformním svalkem (FU), zatíženou 60 % tíhy člověka (60) a materiálovými charakteristikami odpovídajícími počátku konsolidace svalku (k1). Pokud je analyzován jev společný pro všechny varianty řešení s centrálním svalkem, pak je pro označení variant použita zkratka CEx.

Dále pokud je v textu vyhodnocováno napětí, je tím myšleno redukované napětí dle podmínky HMH.

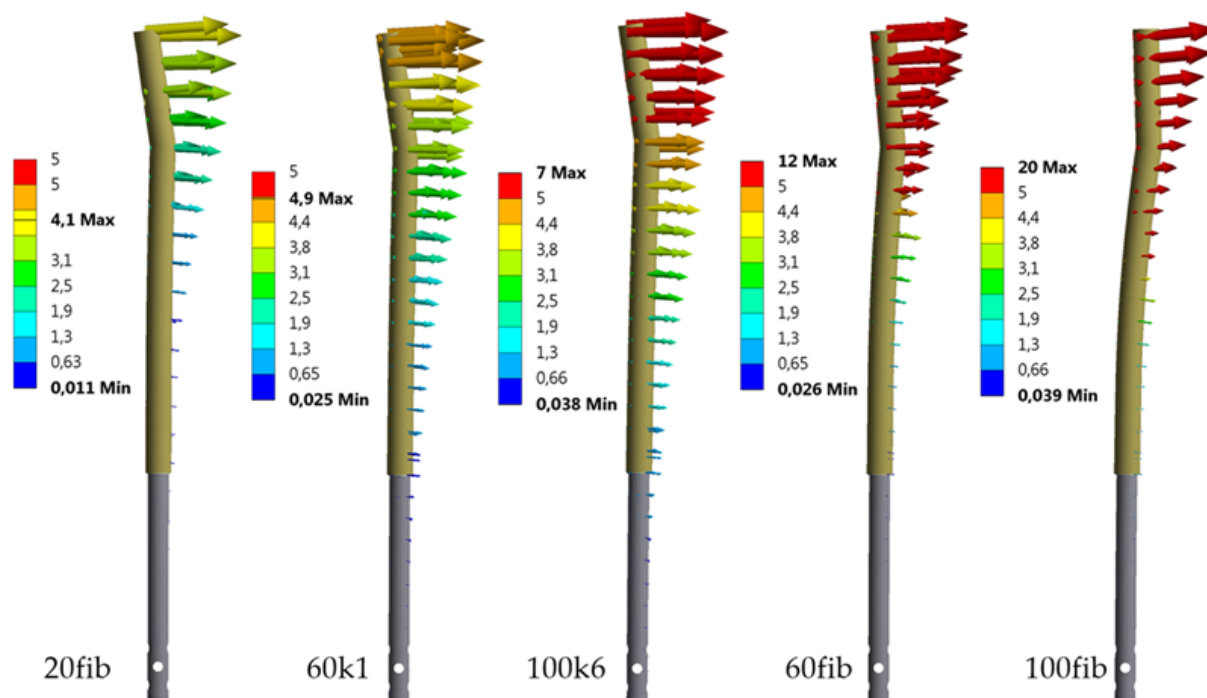
Pro variantu s fusiformním svalkem byla soustava ve všech uvažovaných fázích konsolidace svalku zatížena postupně 20 %, 60 % a 100 % tíhy člověka. Jak bylo uvedeno, na počátku konsolidace svalku je doporučeno zatížení 20 % tělesné váhy [30], kost byla tedy záměrně přetížena a bylo pozorováno, jak jsou tímto ovlivněny deformace a napětí prvků řešené soustavy.

Mez kluzu slitiny Ti-6Al-4V je dle [86] 880 MPa a mez pevnosti 950 MPa. Na obr. 12.1 je zobrazeno redukované napětí pro jednotlivé varianty. Při pozvolném přechodu od mírného k plnému zatěžování, čemuž přibližně odpovídají varianty *FU20fib*, *FU60k3*, *FU100k6*, jsou maximální hodnoty napětí na těle hřebu 172, 131 a 139 MPa, tedy se pohybují pod pětinou meze kluzu. Takové namáhání je pro tělo hřebu bezpečné. Nejvíce namáhaná místa hřebu jsou především tělo proximální části, kde je uložen distrakční mechanismus, okolí 10° ohybu na proximální části, výrazně více namáhané okolí otvoru pro druhý proximální šroub oproti okolí otvoru pro první prox. šroub.



Obrázek 12.1: Redukované napětí HMM na hřebu. Varianta s fusiformním svalkem (jednotky stupnice v MPa).

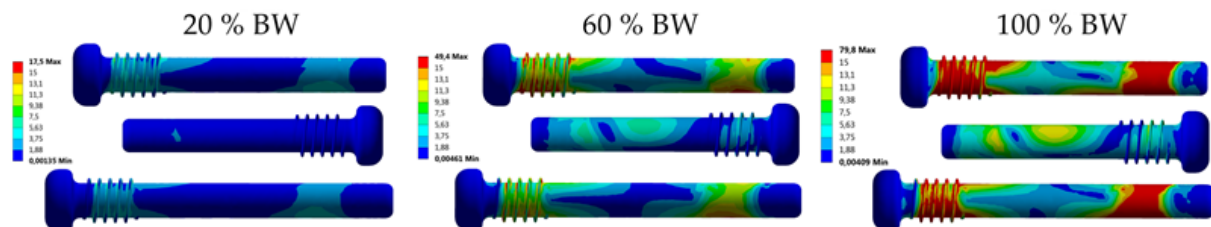
U soustavy zatížené nad doporučenou mez (varianty *FU60fib* a *FU100fib*) jsou maximální hodnoty na těle hřebu 533 MPa a u zatížení plnou vahou dokonce 896 MPa. Při zatížení plnou vahou je maximální hodnota napětí vyšší než mez kluzu. Konkrétně hřeb *Precice* má poměrně složitý vnitřní mechanismus a při přetížení dochází k výraznému nárůstu nejen u napětí, ale i u posuvů (viz obr. 12.2). U varianty, kde je maximální hodnota pod mezí kluzu, může být vlivem velké deformace distrakční mechanismus poškozen (pravděpodobně v místě uložení nebo na planetové převodovce), čímž je znemožněna další distrakce. Zde je otázkou, zda výsledné hodnoty posuvů jsou srovnatelné s hodnotami in vivo, ze zřejmých důvodů neexistují taková experimentální data a nelze vyloučit, že v těchto případech mají podstatný vliv i další svalové skupiny a též lze zde očekávat vyšší nepřesnost v důsledku použitého modelu materiálu. Analýzu vlivu deformace těla hřebu na funkci distrakčního mechanismu není možné na této úrovni modelu provést. V kontextu klinických studií uvedených v rešeršní části je tato verze v souladu s jejich výsledky, neboť jako častější komplikace jsou popisovány selhání funkce hřebu.



Obrázek 12.2: Posuvy na hřebu pro vybrané varianty (jednotky stupnice v mm).

Z rozložení napětí na hřebu (obr. 12.1) je zřejmé, že distální komponenta hřebu je namáhána podstatně méně než proximální. Distální komponenta má menší průměr než proximální a úprava medulární dutiny před zavedením hřebu je po celé délce na průměr proximální části. Důsledkem je, že v kontaktu s kostí je pouze proximální část a vzhledem k tomu, jak je celá soustava namáhána, je distální část hřebu odlehčena. Rozložení napětí na distálních šroubech (obr. 12.3) tomu odpovídá a šrouby ve směru mediolaterálním jsou namáhány především v místech, kde jsou v kontaktu s kortikální kostní tkání. U prostředního šroubu dochází k namáhání zejména v prostřední části dříku v kontaktu s hřebem. Rovněž je prostřední šroub namáhán podstatně méně než zbylé dva distální. V popisu aplikace hřebu [30] je uvedeno, že je možné použití dvou distálních šroubů a prostřední je možno vynechat. Přestože je maximální napětí na pro-

středním šroubu asi čtyřikrát menší než na zbylých dvou, nelze na základě toho prohlásit, že je vhodné tento šroub do kosti nedávat. Bude proto provedena rovněž srovnávací analýza výpočtového řešení se třemi a se dvěma distálními šrouby.



Obrázek 12.3: Redukované napětí HMM na distálních šroubech. Varianta s fusiformním svalkem (jednotky stupnice v MPa).

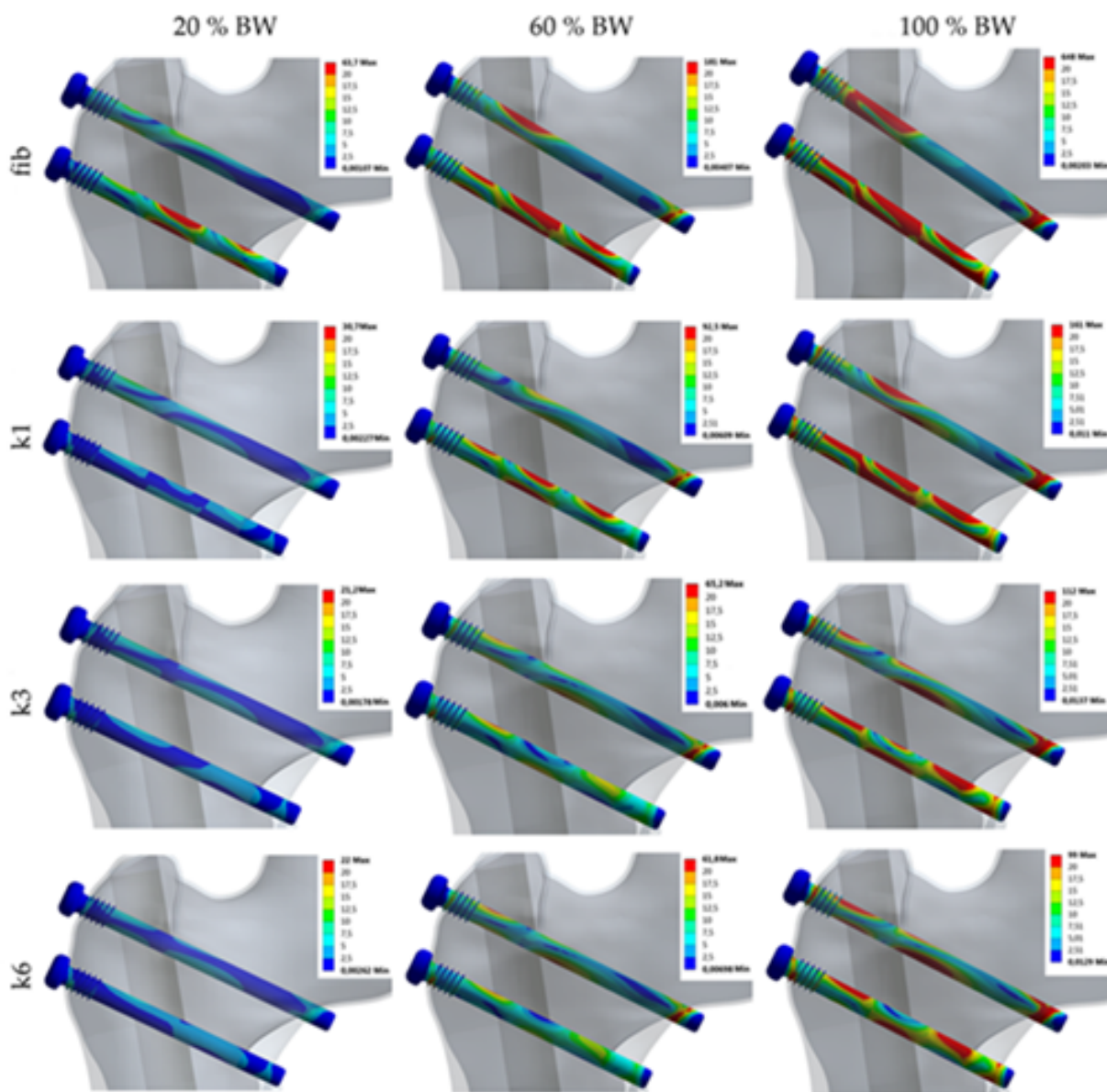
U distálních šroubů jsou zobrazeny pouze tři případy rozložení redukovaného napětí, jeden pro každou velikost zatížení, neboť při změně mechanických vlastností svalku nedocházelo k signifikantním změnám v maximálních hodnotách napětí ani v jeho rozložení.

Hodnoty napětí na proximálních šroubech (obr. 12.4) jsou podstatně vyšší než u distálních šroubů, zejména u variant *FU60fib* a *FU100fib*. U varianty *FU100fib* je maximální hodnota redukovaného napětí 648 MPa, u ostatních variant je napětí podstatně nižší, u varianty *FU60fib* je maximální hodnota pouze 181 MPa. Z rozložení redukovaného napětí na proximálních šroubech je patrné, že na druhém šroubu je napětí rozloženo více rovnoměrně. Oba šrouby jsou namáhané především v okolí kontaktu s hřebem a v místě, kde vycházejí z kosti, kde jsou tlakově namáhány deformující se kostí. V závitové části dříku je nebezpečné místo na prvních dvou otáčkách závitu a také v přechodu mezi hlavou a dříkem šroubu.

Napětí na proximální a distální části hřebu dosahuje při zatížení respektujícím fázi konsolidace svalku hodnot, které nepřesahují čtvrtinu meze kluzu. Při vyšším zatížení soustavy se hodnoty napětí podstatně zvyšují u proximálních šroubů a především na hřebu, kde v jednom případě maximální hodnota napětí přesáhla mez kluzu.

U hodnot intenzity přetvoření ve svalku nelze porovnávat jeho absolutní hodnoty, neboť mezní hodnoty neuvádí ani literatura zkoumající tkáň svalku na vyšší rozlišovací úrovni. V blízkém okolí kontaktu svalku s kortikální kostní tkání jsou hodnoty ovlivněny skokovými změnami materiálových charakteristik. Na mediální straně je intenzita přetvoření vyšší, což je způsobeno tím, že tvar svalku je mírně asymetrický.

Intenzita přetvoření v proximální části kosti (obr. 12.6) vykazuje u nepřetížených variant pouze lokální hodnoty přesahující 3000 $\mu\epsilon$. U varianty *FU100fib* vychází maximální hodnota intenzity přetvoření několikanásobně převyšující mezních 25 000 $\mu\epsilon$ dle Frosta, avšak tato hodnota se nachází na rozhraní se svalkem a nelze ji považovat za adekvátní. Ve zbylé části jsou maximální hodnoty intenzity přetvoření do 20 000 $\mu\epsilon$. Rozložení intenzity přetvoření rovněž ukazuje velké oblasti s hodnotami nad 3000 $\mu\epsilon$, tedy patologicky přetěžované. U varianty *FU100k6* jsou zobrazeny detaily rozložení intenzity přetvoření na závitěch (B1, B2). Oblasti lokálního přetížení kosti jsou podstatně větší v okolí závitu spodního šroubu. Detail B3 zobrazuje přetvoření v místě, kde horní šroub prochází kortikou. Zde se nachází rozsáhlejší přetěžovaná oblast, avšak tato oblast je pro hodnocení problematická, jelikož se sem promítají vlivy rozhraní s velkými rozdíly v materiálových charakteristikách.



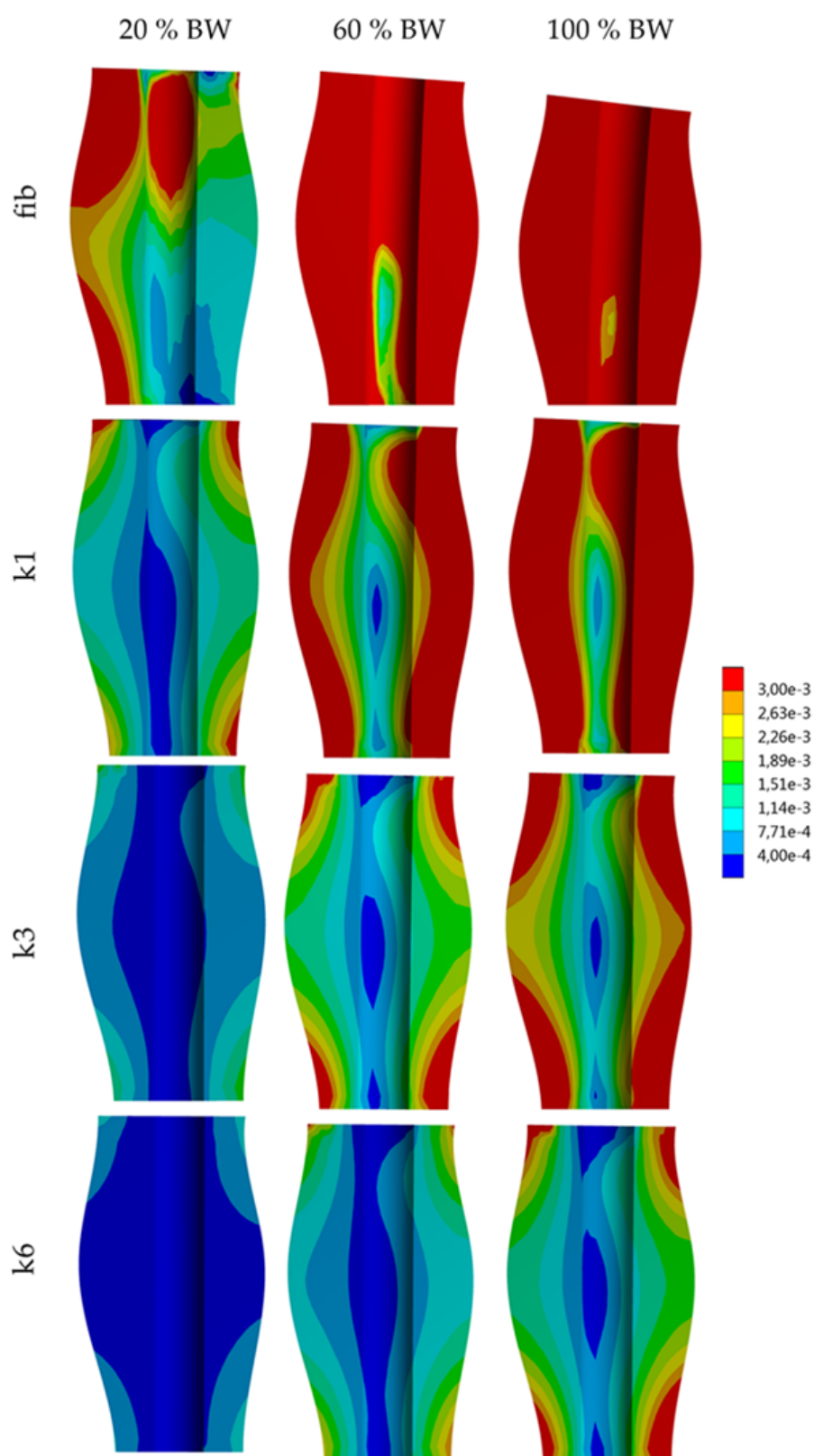
Obrázek 12.4: Redukované napětí HMH na proximálních šroubech. Varianta s fusiformním svalkem (jednotky stupnice v MPa).

12.1 Vliv geometrie svalku

Pro každý ze čtyřech modelů geometrie svalku bylo počítáno 6 variant s různými kombinacemi zatížení a materiálových charakteristik, konkrétně varianty *x20fib*, *x20k1*, *x60k1*, *x60k3*, *x100k3* a *x100k6*.

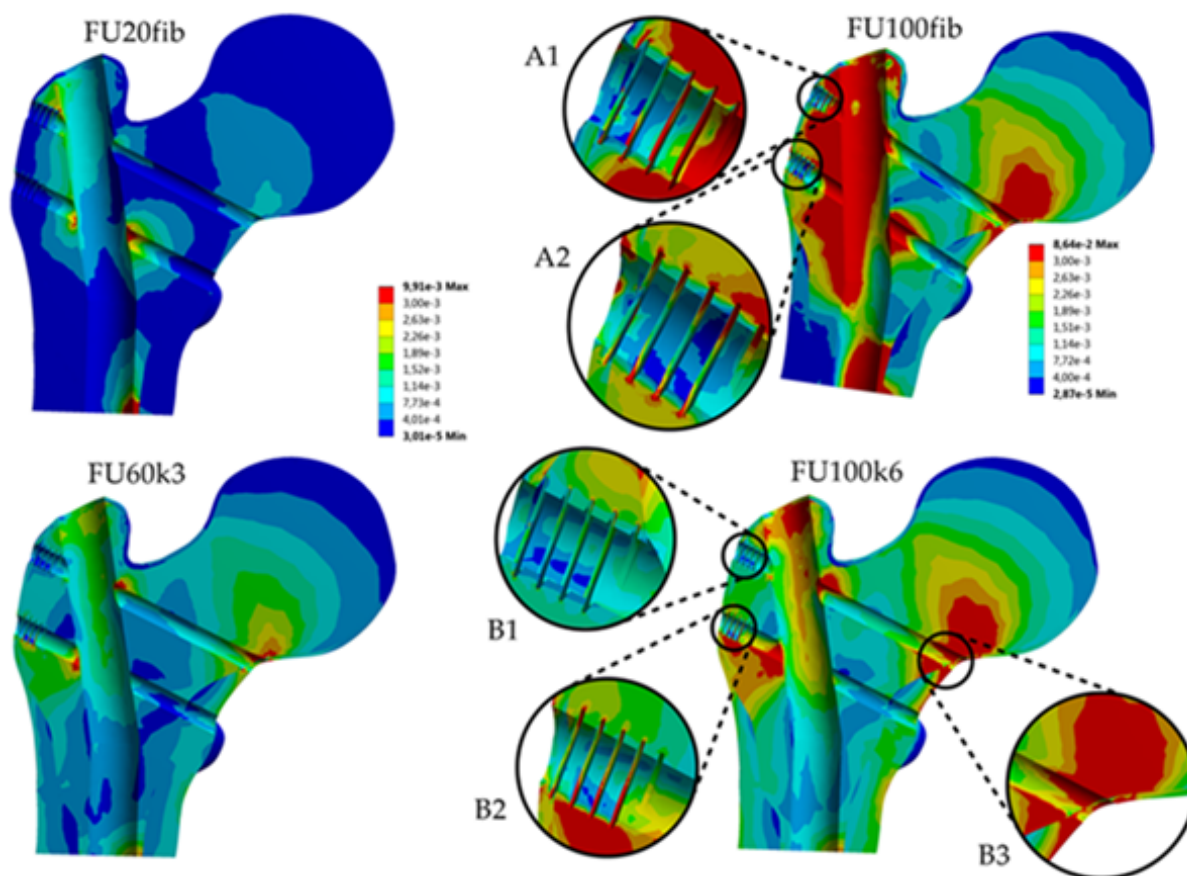
Na obr. 12.7 je zobrazeno srovnání maximálních hodnot napětí dle podmínky HMH na hřebu. Podstatně vyšší namáhání vykazovaly varianty *x60k1* a *x100k3*, nejvyšší hodnota redukovaného napětí dosáhla 318 MPa u varianty *CE60k1*. Varianty *FUx* a *FMx* vykazují ve všech 6 případech nižší maximální hodnoty redukovaného napětí na hřebu než varianty *CEx*, v průměru o 20 %. Rozdíl hodnot maximálního redukovaného napětí mezi variantami *CEx* a *ASx* je v průměru 8 %.

V důsledku použité úrovně modelu jsou hodnoty maximálního redukovaného napětí na velkém průměru proximálních šroubů u variant *ASx* neadekvátní. Použití vyšší



Obrázek 12.5: Intenzita přetvoření u svalku, mediolaterální řez.

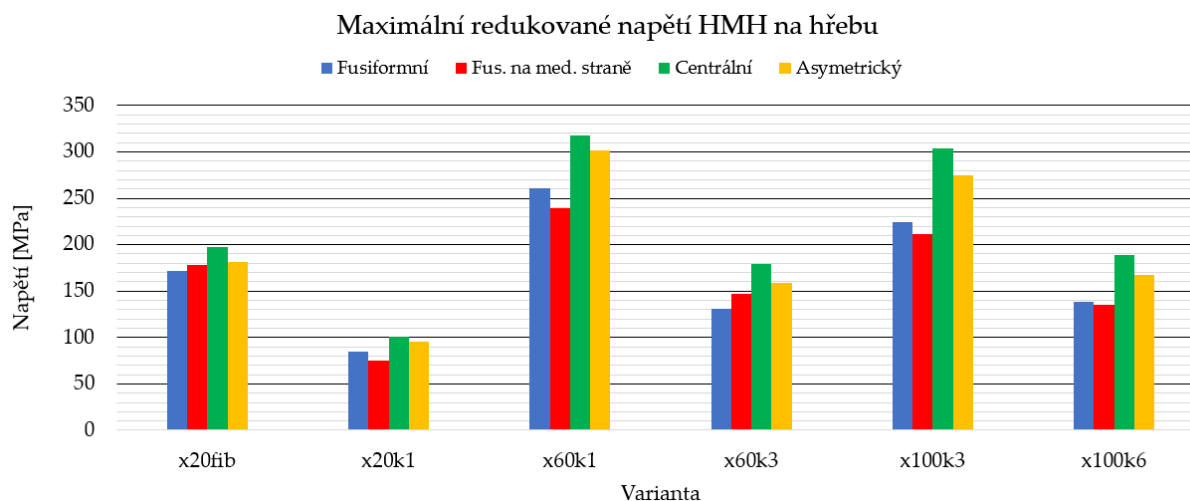
úrovně výpočtového modelu překračovalo časové možnosti a výkon dostupného hardwaru. U ostatních variant je patrný menší rozptyl než u napětí na hřebu. Opět jsou



Obrázek 12.6: Intenzita přetvoření v proximální kosti, mediolaterální řez.

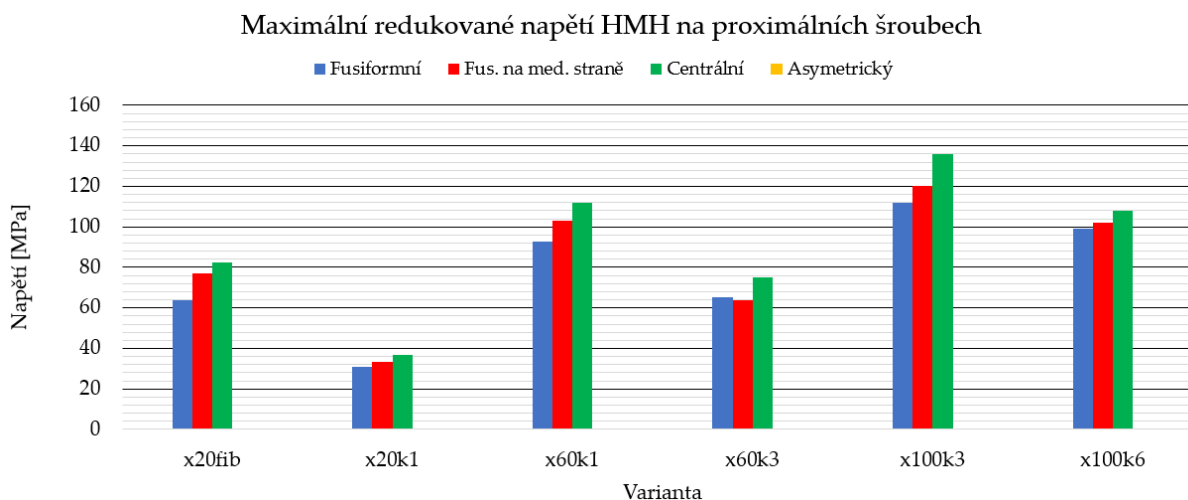
nejvyšší hodnoty redukovaného napětí u variant *CEx*, v průměru o 10 % vyšší než u variant *FUx* a *FMx*.

V případě distálních šroubů (viz obr. 12.9) jsou u variant *FUx* vyšší hodnoty maximálního redukovaného napětí než u variant *FMx*. Nejvyšší hodnoty opět vyšly u variant *CEx*. U variant *x20fib* a *x20k1* jsou rozdíly mezi variantami minimální.

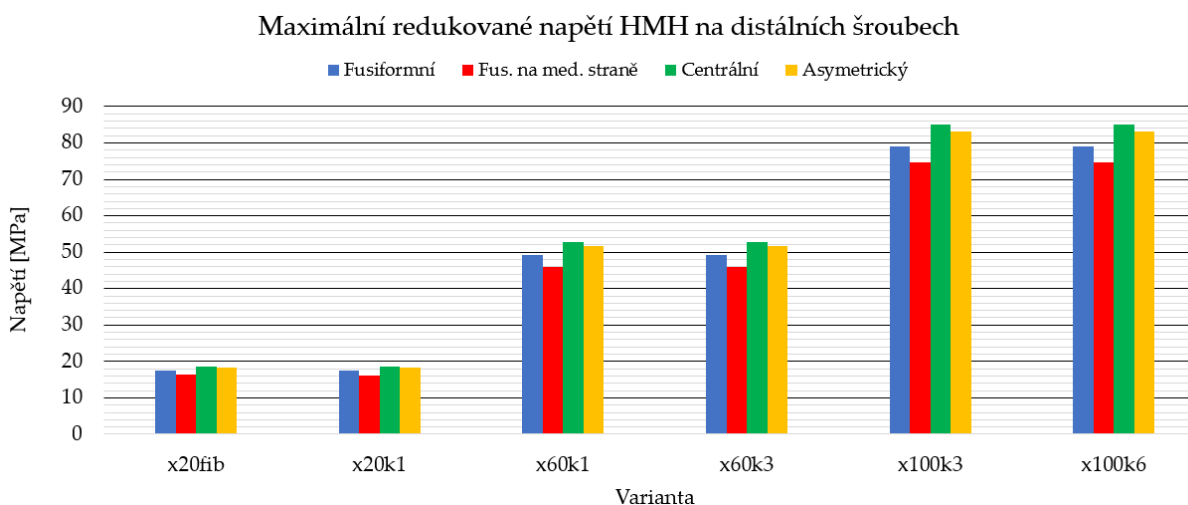


Obrázek 12.7: Maximální redukované napětí HMH na hřebu.

Rozložení napětí na proximálních šroubech (obr. 12.8) je srovnatelné u variant *FUx*, *CEx* a *ASx*. U variant *FMx* je napětí rozloženo více rovnoměrně. Odpovídající výsledky

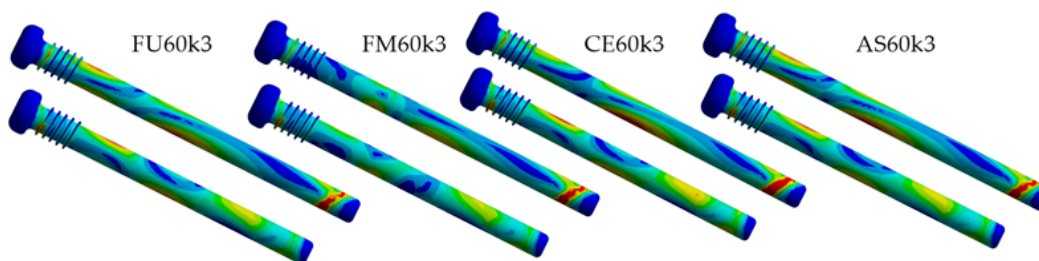


Obrázek 12.8: Maximální redukované napětí HMH na proximálních šroubech.



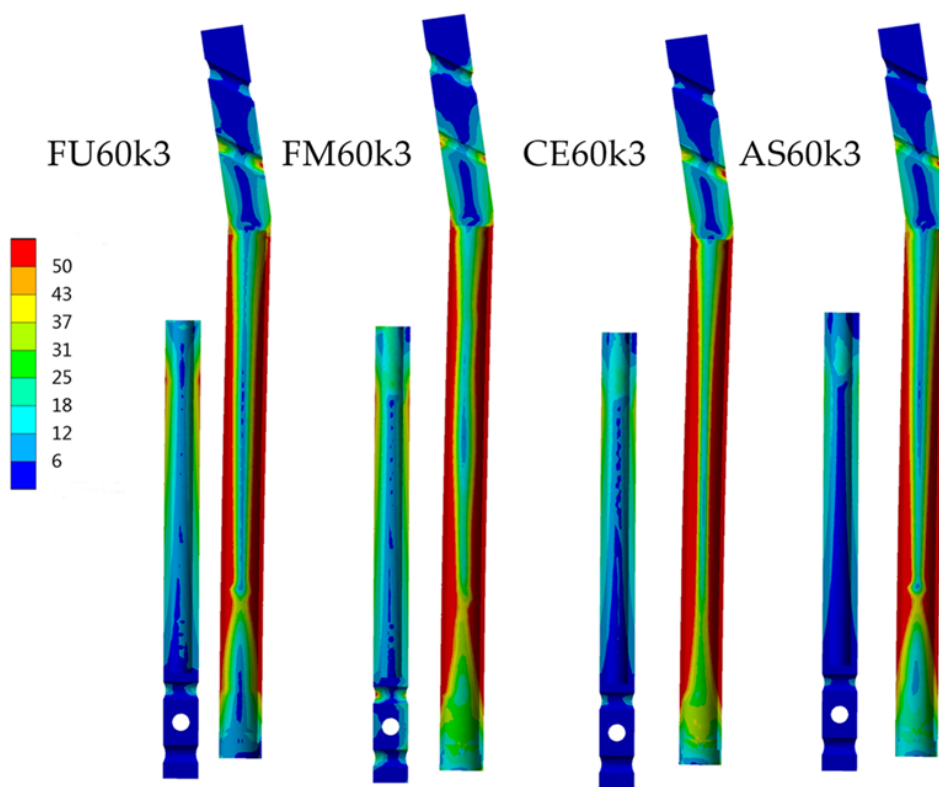
Obrázek 12.9: Maximální redukované napětí HMH na distálních šroubech.

jsou u rozložení napětí na hřebu (obr. 12.7). U variant *FMx* vyšly vyšší hodnoty napětí v otvorech pro šrouby než u ostatních variant.



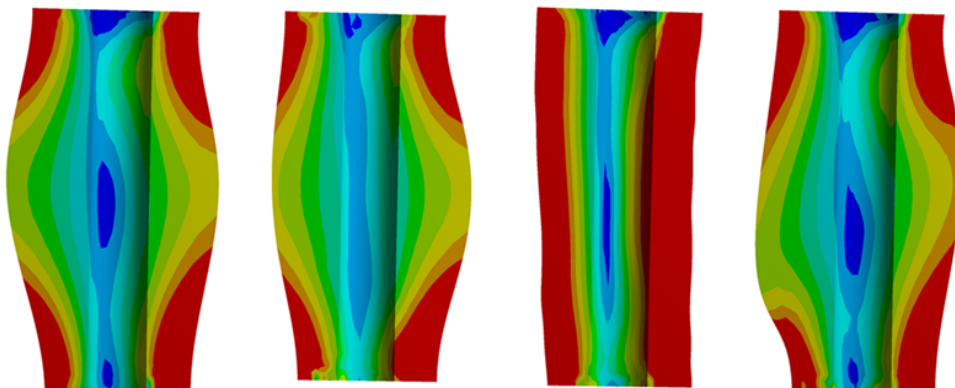
Obrázek 12.10: Redukované napětí HMH na proximálních šroubech, varianta x60k3 (jednotky stupnice v MPa).

Z rozložení intenzity přetvoření (obr. 12.12) ve svalu je patrné, že centrální sva-
lek vykazuje po délce velmi uniformní rozložení, zatímco u ostatních tvarů svalu je
přetvoření uprostřed výrazně nižší.



Obrázek 12.11: Napětí HMH na hřebu, varianta FM60k3 (jednotky stupnice v MPa).

Z intenzity přetvoření v proximální části v kosti (obr. 12.13) vyplývá, že oblasti lokálního patologického přetvoření jsou u všech variant v týchž místech. Výraznější rozdíl je u variant FUx , kde je v okolí kontaktu s hřebem intenzita přetvoření nižší než u zbylých variant.

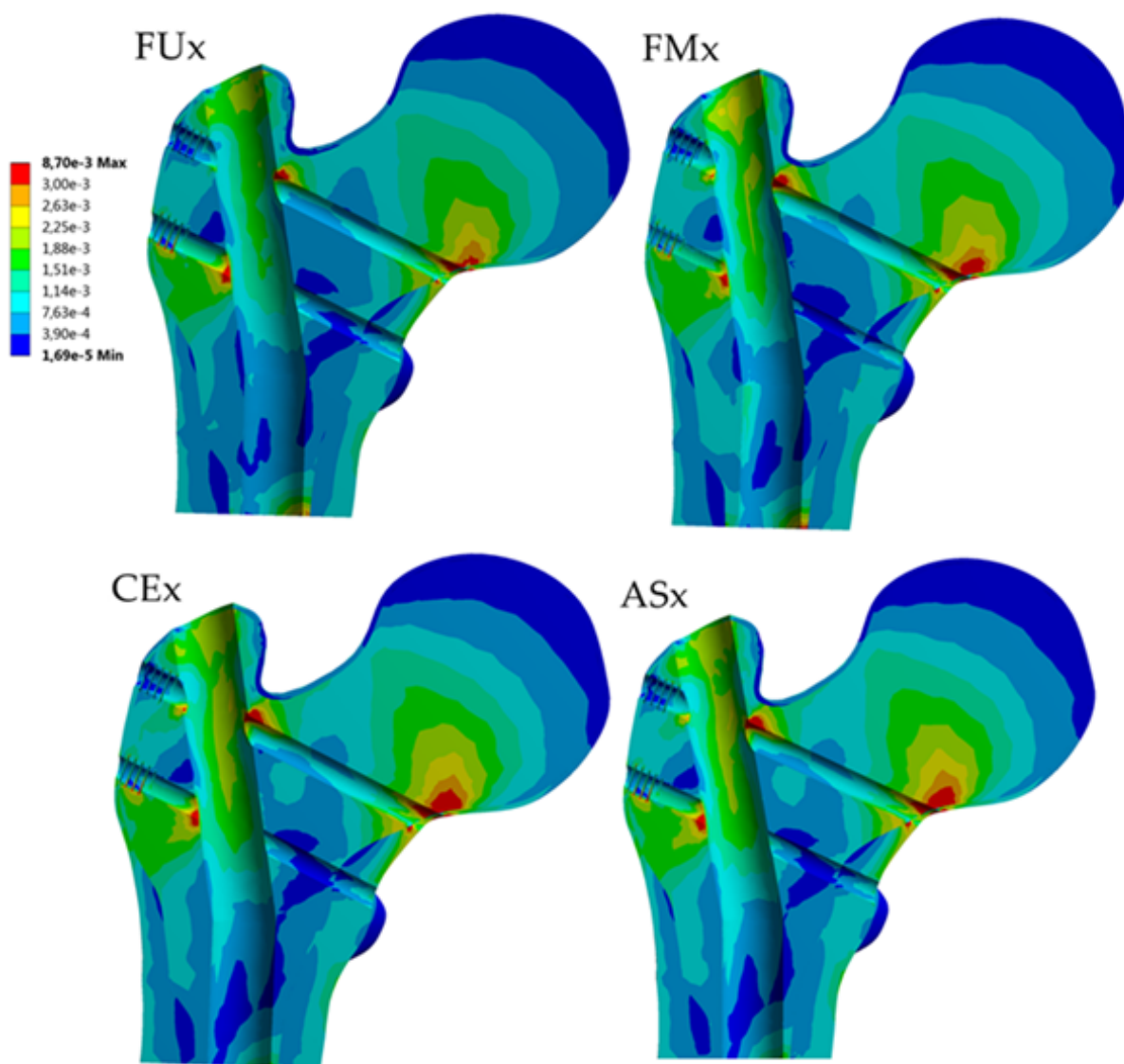


Obrázek 12.12: Rozložení intenzity přetvoření ve svalku.

12.2 Srovnání výpočtového řešení se 3 a 2 distálními šrouby

Srovnáváno bylo 7 variant s tvarem svalku fusiformním na mediální straně a 4 varianty s centrálním svalkem, kde v předchozí analýze byly nejvyšší hodnoty napětí na hřebu.

Maximální hodnoty redukovaného napětí na distálních šroubech (obr. 12.14) jsou v případě variant FMx vyšší při použití 2 distálních šroubů než při použití 3 distál-

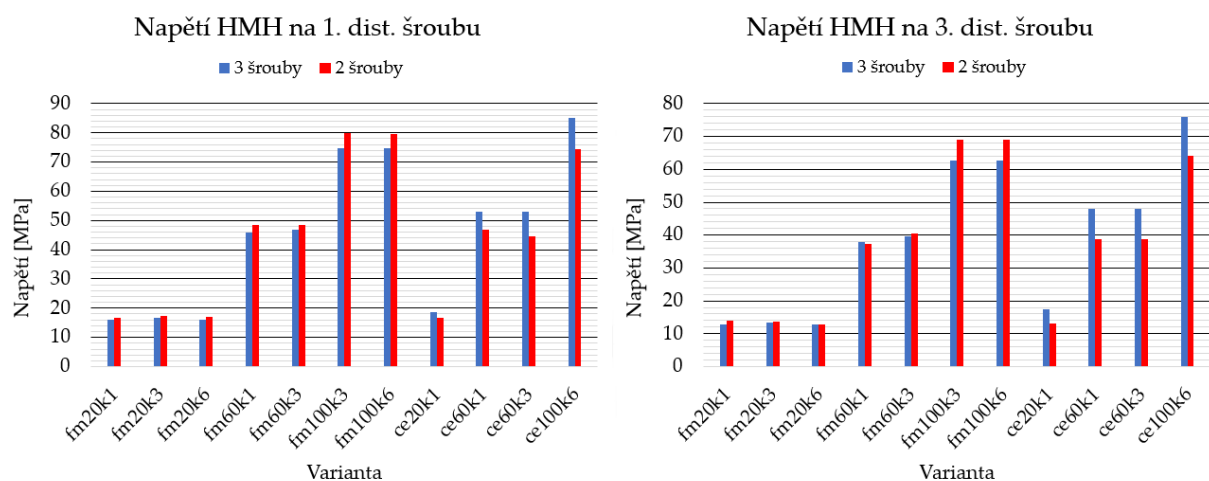


Obrázek 12.13: Rozložení intenzity přetvoření v proximální kosti.

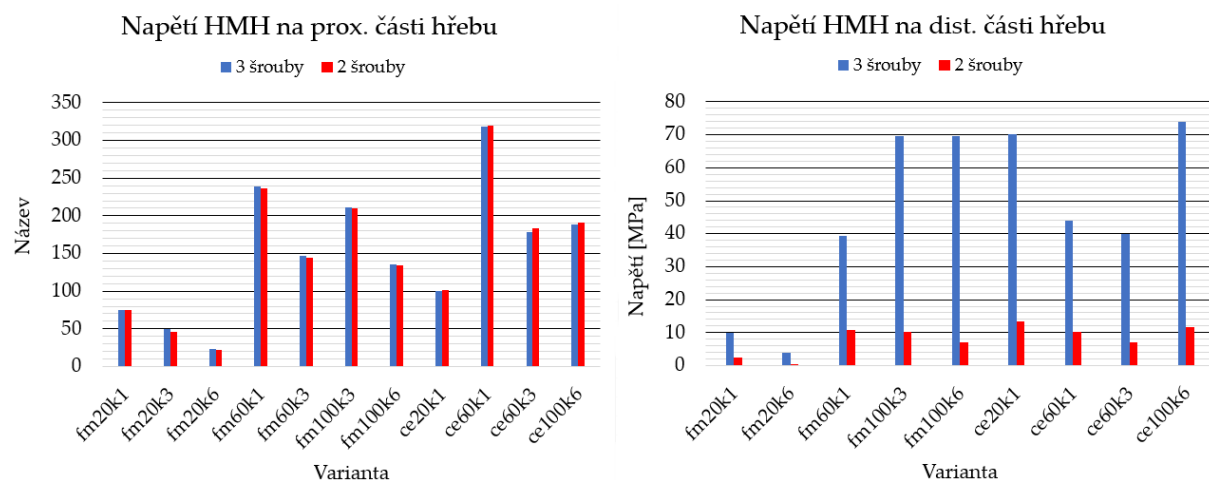
ních šroubů. U variant CEx jsou hodnoty redukovaného napětí při použití 2 distálních šroubů nižší.

Hodnoty redukovaného napětí byly v této části vyhodnocovány zvlášť pro proximální a distální část hřebu (viz obr. 12.15). U proximální části jsou v obou případech hodnoty velmi vyrovnané. U variant FMx jsou hodnoty redukovaného napětí na proximální části mírně nižší při použití 2 distálních šroubů, u variant CEx naopak mírně vyšší. Na distální části hřebu jsou maximální hodnoty redukovaného napětí mnohonásobně nižší u všech variant se 2 distálními šrouby.

U rozložení redukovaného napětí na proximální části hřebu (obr. 12.16) nejsou výrazné rozdíly. U rozložení redukovaného napětí na distální části hřebu je zřejmý pokles hodnot redukovaného napětí v okolí otvoru pro 1. distální šroub a naopak nárůst v okolí otvoru pro 3. distální šroub. Významný pokles hodnot redukovaného napětí je rovněž v okolí kontaktu s korunkou.



Obrázek 12.14: Maximální hodnoty redukovaného napětí na šroubech.



Obrázek 12.15: Maximální hodnoty redukovaného napětí na hřebu.

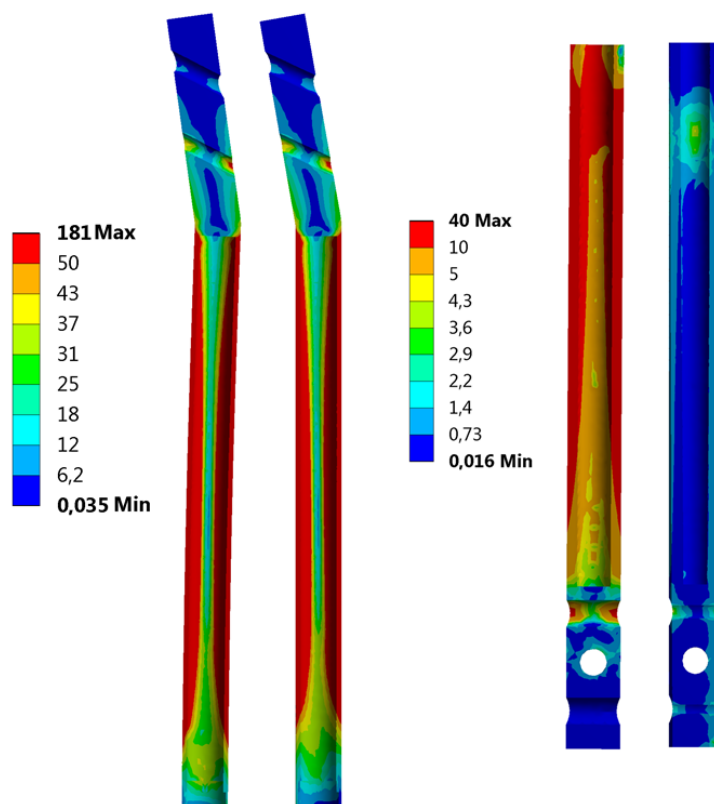
U rozložení redukovaného napětí na proximálních šroubech (obr. 12.18) a též rozložení intenzity přetvoření ve svalku (obr. 12.19) nejsou signifikantní rozdíly u variant se 3 distálními šrouby a se 2 distálními šrouby.

U rozložení intenzity přetvoření v proximální kosti došlo při použití 2 distálních šroubů k rozšíření lokálně přetěžovaných oblastí oproti variantě se 3 distálními šrouby (viz obr. 12.20). Rovněž okolo zahnuté proximální části hřebu jsou hodnoty intenzity přetvoření v kosti větší při použití 2 distálních šroubů.

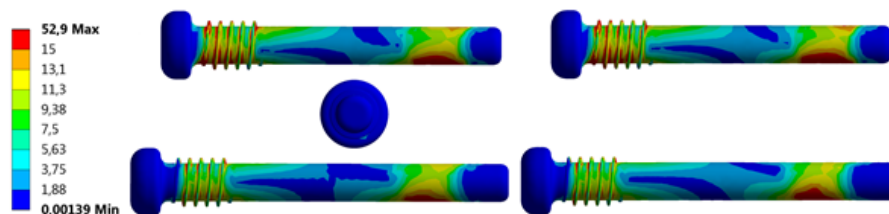
12.3 Submodel části s korunkou

U korunky bylo analyzováno redukované napětí dle HMH v následujících případech: změna materiálových charakteristik a zatížení při stejné geometrii svalku, různá geometrie svalku při stejném zatížení a materiálových charakteristikách svalku a u několika variant srovnání pro 3 a 2 distální šrouby ve výpočtovém modelu.

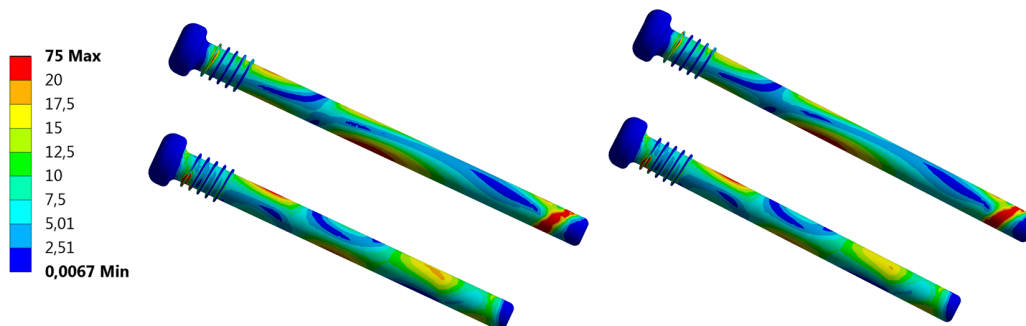
Rozložení redukovaného napětí na korunce pro asymetrický svalek (obr. 12.22) nevykazuje významné změny u dvojic se stejným zatížením a různými materiálovými charakteristikami. Rozložení se nemění podstatně ani při srovnání variant s různým za-



Obrázek 12.16: Rozložení redukovaného napětí na hřebu, varianta CE60k3, vlevo se 3 dist. šrouby, vpravo se 2 dist. šrouby (jednotky stupnice v MPa).

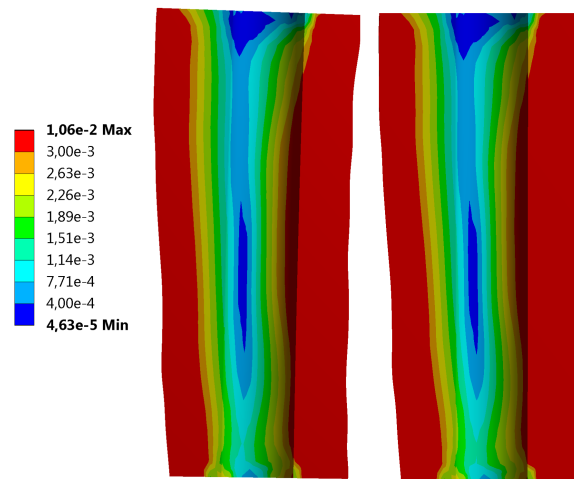


Obrázek 12.17: Rozložení redukovaného napětí na distálních šroubech, varianta CE60k3, vlevo se 3 dist. šrouby, vpravo se 2 dist. šrouby (jednotky stupnice v MPa).

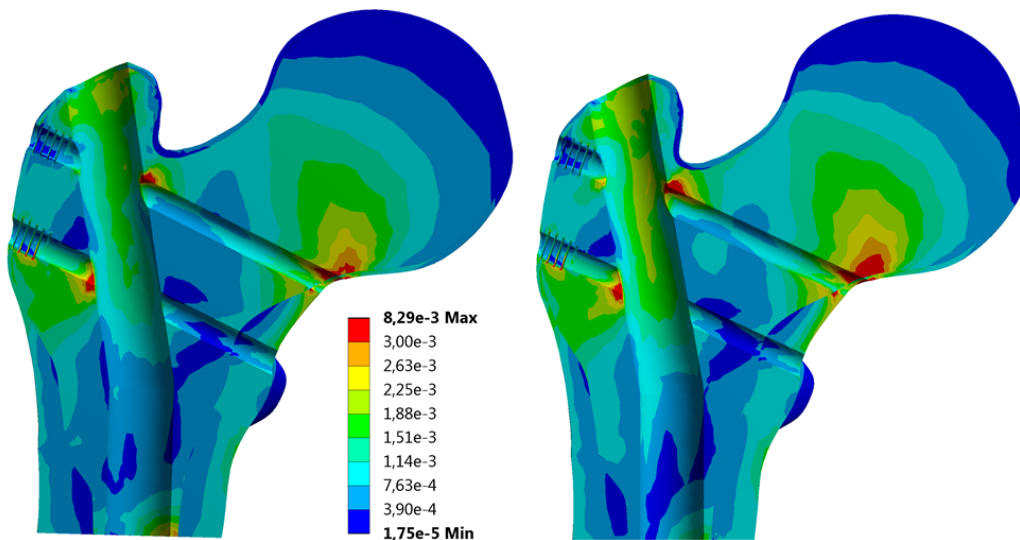


Obrázek 12.18: Rozložení redukovaného napětí na proximálních šroubech, varianta CE60k3, vlevo se 3 dist. šrouby, vpravo se 2 dist. šrouby (jednotky stupnice v MPa).

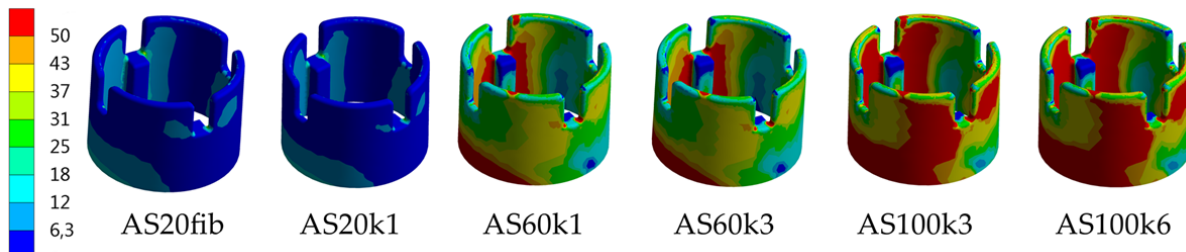
tížením, pouze se hodnoty redukovaného napětí zvyšují. Nebezpečná místa jsou v okolí výstupku zabraňujícího rotaci distální části.



Obrázek 12.19: Rozložení intenzity přetvoření ve svalu, varianta CE60k3, vlevo se 3 dist. šrouby, vpravo se 2 dist. šrouby.

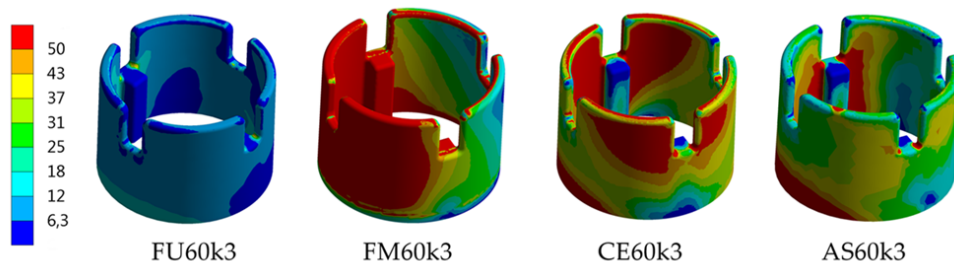


Obrázek 12.20: Rozložení intenzity přetvoření v proximální kosti, varianta CE60k3, vlevo se 3 dist. šrouby, vpravo se 2 dist. šrouby.



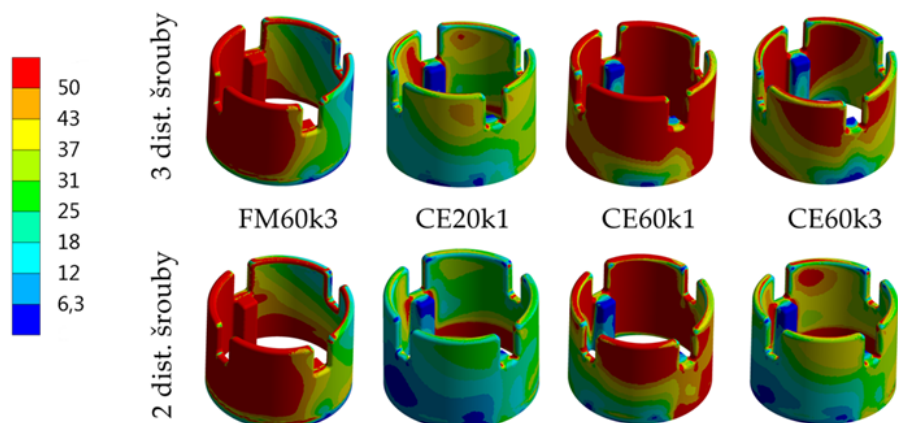
Obrázek 12.21: Rozložení redukovaného napětí na korunce (jednotky stupnice v MPa).

Rozložení redukovaného napětí pro varianty *x60k3* (obr. 12.22) ukazuje podstatné rozdíly mezi variantami v rozložení a v hodnotách. U varianty *FU60k3* jsou hodnoty redukovaného napětí výrazně nižší než u ostatních variant. U variant *FM60k3* a *CE60k3* je významné rovněž namáhání v okolí kontaktu s proximální částí na vrcholech korunky.



Obrázek 12.22: Rozložení redukovaného napětí na korunce (jednotky stupnice v MPa).

Srovnání výsledků redukovaného napětí na korunce při použití 3 distálních šroubů a při vynechání prostředního z nich ukazuje, že při odstranění prostředního distálního šroubu dochází k výrazně menšímu namáhání korunky u variant s centrálním svalkem (viz obr. 12.23), zatímco u variant *FMx* jsou hodnoty i rozložení redukovaného napětí srovnatelné.



Obrázek 12.23: Rozložení redukovaného napětí na korunce (jednotky stupnice v MPa).

13 ZÁVĚR

Téma distrakčních intramedulárních hřebů je v současné době velmi aktuální. Prodlužování kosti pomocí intramedulárního distraktoru zásadně snižuje riziko infekce a má i další výhody, kterými jsou například kratší doba rehabilitace nebo vyšší pohodlí pro pacienta. Řešení deformace a napětí bylo provedeno výpočtovým modelováním soustavy femuru s distrakčním intramedulárním hřebem *Precice*.

V první části deformačně napěťové analýzy výpočtového řešení byl model s fusiformním tvarem svalku s měnícími se materiálovými charakteristikami zatěžován postupně 20 %, 60 % a 100 % tíhy člověka. U variant, které odpovídají fázím postupného přechodu k plnému zatěžování během tvorby a konsolidace kostního svalku dosahovaly hodnoty maximálního redukovaného napětí (podmínka HMH) na těle hřebu 130 až 170 MPa, což je asi pětikrát méně než mez kluzu materiálu hřebu, která je 880 MPa. U varianty, kde je soustava nejvíce přetížená, což odpovídá fibróznímu svalku a plnému stojí na prodlužované končetině, je napětí na hřebu 896 MPa, tedy vyšší než mez kluzu. U méně zatížené varianty s fibrózním svalkem je napětí pod mezí kluzu, avšak potenciální komplikací u vyššího zatížení a poddajnějšího svalku je poškození distrakčního mechanismu a znemožnění další distrakce, neboť dochází k podstatně větší deformaci těla hřebu. Ze šroubů je nejvíce namáhán 1. proximální. U obou proximálních šroubů jsou nejvíce namáhání konce dřívku, okolí kontaktu s hřebem a v závitové části první dvě stoupání závitu a rovněž přechod mezi hlavou šroubu a dřívkem. Všechny distální šrouby vykazovaly podstatně nižší hodnoty maximálního redukovaného napětí HMH než proximální. Konkrétně na proximálních šroubech je nejvyšší hodnota redukovaného napětí 648 MPa, zatímco u distálních pouze 80 MPa. Dále mezi distálními šrouby byl výrazně méně zatěžovaný 2. distální šroub, přičemž dle informací získaných z rešerše se tento šroub někdy vynechává. Vliv počtu distálních šroubů na deformaci a napjatost byl proto jednou z dalších analýz.

Dále bylo provedeno srovnání výpočtového řešení s různou geometrií svalku. V těchto případech bylo počítáno 6 variant pro každý tvar svalku. Vynechány byly oproti předchozí analýze varianty přetěžované soustavy a varianty s kostním svalkem a nižším zatížením, které v první části byly nejméně namáhané. Varianty s centrálním svalkem vykazují ve srovnání vyšší hodnoty maximálního redukovaného napětí HMH na hřebu i na šroubech. V případě hřebu rovněž varianty s asymetrickým svalkem vykazovaly vyšší hodnoty než geometrie fusiformní a fusiformní na mediální straně. Při porovnání rozložení napětí nebyly ve většině případů rozdíly signifikantní, pouze u modelu s geometrií svalku fusiformní na med. straně bylo patrné vyšší namáhání distální části hřebu než u ostatních variant a více rovnoměrné rozložení napětí u proximálních šroubů. Z porovnání rozložení intenzity přetvoření v proximálním femuru vyplynulo, že u fusiformní geometrie je kost v okolí kontaktu s hřebem namáhána méně než u ostatních variant.

Do srovnání výpočtového řešení se 3 a 2 distálními šrouby bylo zahrnuto 7 variant se svalkem fusiformním na med. straně a 4 varianty s centrálním svalkem, které v předchozím srovnání vykazovaly nejvyšší hodnoty redukovaného napětí. Maximální redukované napětí HMH na distálních šroubech v případě svalku fus. na med. straně je vyšší v případě použití 2 distálních šroubů, u centrálního svalku tomu bylo naopak. Maximální napětí HMH na proximální části hřebu vykazovalo velmi malé rozdíly, přesto u všech variant s geometrií fus. na med. straně byly maximální hodnoty mírně nižší při

2 distálních šroubech, u centrálního typu svalu naopak mírně vyšší při 3 distálních šroubech. Výsledky na distální části u obou typů svalu ukázaly mnohonásobně nižší maximální napětí při užití 2 distálních šroubů.

Analýzou redukovaného napětí na korunce bylo zjištěno, že nejméně je namáhána v případě fusiformního tvaru svalu a nejvíce v případě tvaru fus. na med. straně. V případě centrálního svalu je korunka namáhána méně při použití 2 distálních šroubů.

Výsledky deformačně napěťové analýzy lze shrnout v tyto závěry:

- Největší pozornost je nutné věnovat zatěžování v počátcích konsolidace svalu. 20 % tělesné váhy doporučené výrobcem je v tomto případě adekvátní zatížení.
- Při vyšším zatěžování dochází k výrazným deformacím části, ve které je uložen distrakční mechanismus.
- Při zatížení soustavy s fibrózním svalkem plnou vahou je hodnota maximálního redukovaného napětí na hřebu vyšší než mez kluzu.
- Při zvyšování zatížení zároveň s konsolidací svalu nepřesahují hodnoty redukovaného napětí na hřebu a šroubech pětinu meze kluzu.
- Šrouby jsou namáhány zejména na konci dřívku a v okolí kontaktu s hřebem. V závitové části jsou namáhány primárně první dvě stoupání závitu a přechod mezi hlavou a dřívkem.
- Geometrie svalu má podstatný vliv na deformaci a napětí celé soustavy.
- U modelu s centrálním typem svalu jsou hodnoty maximálního redukovaného napětí v průměru o 20 % vyšší než u obou fusiformních variant a o 8 % vyšší než u asymetrického svalu.
- Odstraněním 2. distálního šroubu dojde k podstatnému snížení hodnot redukovaného napětí v distální části hřebu.

V rámci diplomové práce nebylo možné řešit a analyzovat vše, převážně z časových důvodů, v některých případech z důvodu velice obtížné realizace. Některé náměty k dalšímu řešení jsou uvedeny zde:

- Provedení deformačně napěťové analýzy retrogradní varianty hřebu a srovnání s výsledky antegradní varianty.
- Srovnání deformace a napětí soustavy při použití přímého hřebu a hřebu se zahrnutou proximální částí.
- Zahrnutí dalších způsobů zatěžování končetiny mimo stoj na prodlužované končetině, u nichž může docházet k podstatnému namáhání soustavy. Dle vedoucího práce by k tomu mohlo docházet například i při pouhém nadzvednutí končetiny vleze během počátečních fází hojení.
- Uvažování rozptylu materiálových charakteristik kostní tkáně.

- Modelování soustavy ve fázích během distrakce, kde je problematické zejména modelování okolních svalů, které mají zásadní podíl na vznikajícím odporu proti distrakci.
- Model svalku na vyšší úrovni, neboť svalek je podstatnou částí řešené soustavy.
- Využití zobrazovacích metod pro zjištění deformace kosti s hřebem in vivo při vhodném zatěžování, které by bylo možné porovnat s hodnotami ve výpočtovém řešení.

Všechny cíle práce byly splněny.

LITERATURA

- [1] GURNEY, B. Leg length discrepancy. *Gait & Posture*, vol. 15, no. 2 (2002), s. 195–206. ISSN: 0966-6362.
- [2] MAŘÍK, I., ZEMKOVÁ-HELLEROVÁ, D. et al. Nestejná délka dolních končetin v období růstu: diagnostika, monitorování a léčení. *Vox pediatrics : časopis praktických dětských lékařů*, vol. 10, no. 8 (2010), s. 22–29.
- [3] ORTHOINFO. Limb Length Discrepancy [online]. 2016. <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=a00259>, [cit. 2017-01-28].
- [4] D'AMICO, J. C. Keys To Recognizing And Treating Limb Length Discrepancy. *Podiatry Today*, vol. 27, no. 5 (2014). ISSN: 1045-7860.
- [5] HASLER, C. C. a KRIEG, A. H. Current concepts of leg lengthening. *Journal of Children's Orthopaedics*, vol. 6, no. 2 (2012), s. 89–104. ISSN: 18632521.
- [6] JOCHYMEK, J., ŠKVAŘIL, J. a ONDRUŠ, Š. Analýza výsledků kostního hojení prodlužovaných femurů metodou postupné distrakce u dětí a dospívajících. *Acta Chir. orthop. Traum. Čech*, vol. 76 (2009), s. 399–403.
- [7] MYSLIVEC, R., PETRÁŠOVÁ, Š. et al. *Antropologické a biomechanické hodnocení prolongace dolních končetin u achondroplazie: kazuistika*. 2011.
- [8] VIŠŇA, P., BEITL, E. et al. Prolongace bérce pomocí kalus-distrakce s využitím kinetického intramedulárního hřebu (kazuistika). *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca*, vol. 74, no. 4 (2007), s. 287–291.
- [9] NESTROJIL, P. Léčení zlomenin dlouhých kostí. *SANQUIS*, vol. 2002 (22 2002), s. 52.
- [10] BAUMGART, R., BETZ, a. a SCHWEIBERER, L. *A fully implantable motorized intramedullary nail for limb lengthening and bone transport*. 1997.
- [11] WIEDEMANN, M. Callus distraction: a new method? A historical review of limb lengthening. *Clinical orthopaedics and related research*, no. 327 (1996), s. 291–304. ISSN: 0009-921X.
- [12] JORDAN, C. J., GOLDSTEIN, R. Y. et al. The evolution of the ilizarov technique: Part 1: The history of limb lengthening. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*, vol. 71, no. 1 (2013), s. 89–95. ISSN: 19369719.
- [13] DAHL, M. T. Motorized, Telescopic, Intramedullary Lengthening Nails for Limb Length and Deformity Correction. *Techniques in orthopaedics*, vol. 30, no. 3 (2015), s. 189–206.
- [14] HAMDY, R. C. Evolution in long bone deformity correction in the post-Ilizarov era: External to internal devices. *Journal of Limb Lengthening & Reconstruction*, vol. 2, no. 2 (2016), s. 61–67.
- [15] AALSMA, A. M. M., HEKMAN, E. E. G. et al. A Completely Intramedullar Leg Lengthening Device. *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 20, no. 5 (1998), s. 2710–2713.
- [16] COLE, J. D., JUSTIN, D. et al. The intramedullary skeletal kinetic distractor (ISKD): first clinical results of a new intramedullary nail for lengthening of the femur and tibia. *Injury*, vol. 32, no. 4 (2001), S129–D139. ISSN: 00201383.

- [17] THONSE, R., HERZENBERG, J. E. et al. Limb lengthening with a fully implantable, telescopic, intramedullary nail. *Operative Techniques in Orthopaedics*, vol. 15, no. 4 (2005), s. 355–362. ISSN: 10486666.
- [18] PALEY, D., HARRIS, M. et al. Limb Lengthening by Implantable Limb Lengthening Devices. *Techniques in Orthopaedics*, vol. 29, no. 2 (2014), s. 72–85. ISSN: 0885-9698.
- [19] POPKOV, D., JOURNEAU, P. et al. Ollier's disease limb lengthening: Should intramedullary nailing be combined with circular external fixation? *Orthopaedics and Traumatology: Surgery and Research*, vol. 96, no. 4 (2010), s. 348–353. ISSN: 18770568.
- [20] PALEY, D., HERZENBERG, J. E. et al. Femoral lengthening over an intramedullary nail. A matched-case comparison with Ilizarov femoral lengthening. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 79, no. 10 (1997), s. 1464–1480. ISSN: 0021-9355.
- [21] PATEL, M. Ellipse Intramedullary Limb Lengthening System [online]. <http://www.limblengthening.com.au/latest-technology-minoo-patel.html>, [cit. 2016-01-01].
- [22] GUICHET, J. M. a CASAR, R. S. Mechanical characterization of a totally intramedullary gradual elongation nail. *Clinical orthopaedics and related research*, no. 337 (1997), s. 281–290. ISSN: 0009-921X.
- [23] SHEPHERD, L. E., ZALAVRAS, C. G. a SHEAN, C. Femoral Lengthening Techniques. *Operative Techniques in Orthopaedics*, vol. 11, no. 3 (2001), s. 178–186.
- [24] PALEY, D. History of implantable leg lengthening [online]. http://www.mheresearchfoundation.org/files/Implantable_limb_lengthening.pdf, [cit. 2017-05-05].
- [25] GUICHET, J.-M. Guichet® Lengthening Nail [online]. 2017. <http://www.leg-limb-stature-lengthening-taller-height-increase-cosmetic.eu/us/technology.php>, [cit. 2017-04-16].
- [26] HANKEMEIER, S., PAPE, H. C. et al. Improved comfort in lower limb lengthening with the intramedullary skeletal kinetic distractor. Principles and preliminary clinical experiences. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, vol. 124, no. 2 (2004), s. 129–133. ISSN: 09368051.
- [27] SINGH, S., LAHIRI, A. a IQBAL, M. The results of limb lengthening by callus distraction using an extending intramedullary nail (Fitbone) in non-traumatic disorders. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, vol. 88-B, no. 7 (2006), s. 938–942.
- [28] WITTENSTEIN INTENS GMBH. Fitbone [online]. 2017. <http://intens.wittenstein.de/en-en/>, [cit. 2017-03-04].
- [29] ELLIPSE TECHNOLOGIES. PRECICE 2 Intramedullary Limb Lengthening System, Operative Technique: Femur [online]. 2014. <http://idealmed.co.uk/P2%20Femur%20operative%20Technique%20LC0083-A.pdf>, [cit. 2017-01-15].

- [30] ELLIPSE TECHNOLOGIES. PRECICE Intramedullary Limb Lengthening System, Antegrade Femur Surgical Technique Chart [online]. 2016.
<http://ellipse-tech.com/wp-content/uploads/2016/01/MK0003ASurgical-TechniqueChartSingles111215.pdf>, [cit. 2017-03-20].
- [31] MAZEAU, P., ASSI, C. et al. Complications of Albizzia femoral lengthening nail: an analysis of 36 cases. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, vol. 21, no. 5 (2012), s. 394–399.
- [32] GUICHET, J.-M., DEROMEDIS, B. et al. Gradual femoral lengthening with the Albizzia intramedullary nail. *J Bone Joint Surg Am*, vol. 85, no. 5 (2003), s. 838–848.
- [33] SCHIEDEL, F., PIP, S. et al. Intramedullary limb lengthening with the Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor in the lower limb. *J Bone Joint Surg Br*, vol. 93, no. 6 (2011), s. 788–792.
- [34] SIMPSON, A. H., COLE, A. S. a KENWRIGHT, J. Leg lengthening over an intramedullary nail. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, vol. 81, no. 6 (1999), s. 1041–1045. ISSN: 0301-620X.
- [35] KÜÇÜKKAYA, M., KARAKOYUN, Ö. et al. Femoral lengthening and deformity correction using the Fitbone motorized lengthening nail. *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 20, no. 1 (2015), s. 149–154.
- [36] KRIEG, A. H., SPETH, B. M. a FOSTER, B. K. Leg lengthening with a motorized nail in adolescents. *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 466, no. 1 (2008), s. 189–197.
- [37] KRIEG, A. H., LENZE, U. et al. Intramedullary leg lengthening with a motorized nail. *Acta orthopaedica*, vol. 82, no. 3 (2011), s. 344–350. ISSN: 1745-3682.
- [38] ACCADBLE, F., PAILHÉ, R. et al. Bone lengthening using the Fitbone® motorized intramedullary nail: The first experience in France. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 107 (2016), s. 217–222.
- [39] ERALP, L., BILEN, F. E. et al. Functional results of lower extremity lengthening by motorized intramedullary nails. *Acta Orthop Traumatol Turc*, vol. 46, no. 1 (2012), s. 42–49.
- [40] BLACK, S. R., KWON, M. S. et al. Lengthening in Congenital Femoral Deficiency. *J Bone Joint Surg Am*, vol. 97, no. 17 (2015), s. 1432–1440.
- [41] HORN, J., GRIMSRUD, O. et al. Femoral lengthening with a motorized intramedullary nail. *Acta orthopaedica*, vol. 86, no. 2 (2015), s. 248–256. ISSN: 1745-3682.
- [42] SCHIEDEL, F. M., VOGT, B. et al. How precise is the PRECICE compared to the ISKD in intramedullary limb lengthening? Reliability and safety in 26 procedures. *Acta orthopaedica*, vol. 85, no. 3 (2014), s. 293–298. ISSN: 1745-3682.
- [43] KIRANE, Y. M., FRAGOMEN, A. T. a ROZBRUCH, S. R. Precision of the PRECICE internal bone lengthening nail. *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 472, no. 12 (2014), s. 3869–3878. ISSN: 15281132.
- [44] WIEBKING, U., LIODAKIS, E. et al. Limb Lengthening Using the PRECICE Nail System: Complications and Results. *Archives of Trauma Research*, vol. 5, no. 4 (2016), s. 1–8.

- [45] TIEFENBOECK, T. M., ZAK, L. a WOZASEK, G. E. Pitfalls in automatic limb lengthening – First results with an intramedullary lengthening device. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, vol. 102 (2016), s. 851–855.
- [46] MORRISON, T. A. a SONTICH, J. K. Premature Consolidation with Resultant Implant Failure Using PRECICE Femoral Nail Lengthening. *JBJS Case Connect*, vol. 6, no. 1 (2016), e2.
- [47] KAISER-ŠRÁMKOVÁ, L., POUL, J. et al. Femoral lengthening. A critical review of ten-year results. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Cechoslovaca*, vol. 78, no. 3 (2011), s. 244–248. ISSN: 0001-5415.
- [48] HRDLÍČKA, J. Biomechanická studie proximální části femorálního vnitrodřeňového hřebu. Dipl. Brno: Vysoké Učení Technické v Brně, 2015.
- [49] LAMRICH, M. Deformačně napěťová analýza femuru s vnitrodřeňovým hřebem a fixačními pásky. Dipl. Vysoké Učení Technické v Brně, 2013.
- [50] KOHOUTEK, J. Deformačně napěťová analýza proximálního konce femuru se skluzovým hřebem. Dipl. Vysoké Učení Technické v Brně, 2012.
- [51] OKYAR, A. F. a BAYOGLU, R. The effect of loading in mechanical response predictions of bone lengthening. *Medical engineering & physics*, vol. 34, no. 9 (2012), s. 1362–1367.
- [52] VICECONTI, M., OLSEN, S. et al. Extracting clinically relevant data from finite element simulations. *Clinical Biomechanics*, vol. 20, no. 5 (2005), s. 451–454. ISSN: 02680033.
- [53] SPEIRS, A. D., HELLER, M. O. et al. Physiologically based boundary conditions in finite element modelling. *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 10 (2007), s. 2318–2323. ISSN: 00219290.
- [54] JANÍČEK, P. *Systémové pojetí vybraných obor pro techniky: hledání souvislostí: učební texty*. Akademické nakladatelství CERM, 2007.
- [55] ETHIER, C. R. a SIMMONS, C. a. *Introductory Biomechanics From Cells to Organisms*. 2007, s. 1–17. ISBN: 9780521841122.
- [56] ENCYCLOPÆDIA BRITANNICA. Bone: Images and videos - Cancellous bone [online]. 2017.
<https://www.britannica.com/science/bone-anatomy/images-videos>, [cit. 2017-03-26].
- [57] ČIHÁK, R. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada, 2009, s. 516.
- [58] OFTADEH, R., PEREZ-VILORIA, M. et al. Biomechanics and Mechanobiology of Trabecular Bone: A Review. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 137, no. 1 (led. 2015), s. 010802–010802-15. ISSN: 0148-0731.
- [59] LANGFORD, K. *Anatomy 101: From Muscles and Bones to Organs and Systems, Your Guide to How the Human Body Works*. F+W Media, 6. červ. 2015. 288 s. ISBN: 1440584273.
- [60] HAMDY, R. C., RENDON, J. S. a TABRIZIAN, M. Distraction Osteogenesis and Its Challenges in Bone Regeneration. *Bone regeneration* (2012), s. 185–212.
- [61] SAILHAN, F. Bone lengthening (distraction osteogenesis): A literature review. *Osteoporosis International*. vol. 22. no. 6. 2011, s. 2011–2015.

- [62] JÄHN, K., SAITO, H. et al. Intramedullary Mg2Ag nails augment callus formation during fracture healing in mice. *Acta Biomaterialia*, vol. 36 (2016), s. 350–360. ISSN: 17427061.
- [63] MARSELL, R. a EINHORN, T. A. The biology of fracture healing. *Injury*, vol. 42, no. 6 (2011), s. 551–555.
- [64] LI, R., SALEH, M. et al. Radiographic classification of osteogenesis during bone distraction. *Journal of orthopaedic research*, vol. 24, no. 3 (2006), s. 339–347.
- [65] FROST, H. M. Bone's mechanostat: a 2003 update. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology*, vol. 275, no. 2 (2003), s. 1081–1101.
- [66] ISAKSSON, H., DONKELAAR, C. C. van et al. A mechano-regulatory bone-healing model incorporating cell-phenotype specific activity. *Journal of theoretical biology*, vol. 252, no. 2 (2008), s. 230–246.
- [67] MEDICAL CENTRE BONAMED. Limbs lengthening by Bliskunov-Dragan method [online]. 2010.
<http://www.correction.kiev.ua/limbs/limbs.htm>, [cit. 2017-05-05].
- [68] ORTHOFIX. Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor for Tibial and Femoral Lengthening [online]. 2017.
<http://abs.orthofix.it/db/resources/IS-02006-E0.pdf>, [cit. 2017-05-05].
- [69] REYNDERS, P. The runaway nail: Unusual complications of using a self-lengthening intramedullary nail for aesthetic reasons. *Injury Extra*, vol. 40, no. 9 (2009), s. 165–167.
- [70] PALEY, D. PRECICE intramedullary limb lengthening system. *Expert review of medical devices*, vol. 12, no. 3 (2015), s. 231–249.
- [71] NADRLJANSKI, M. M. e. a. Computed tomography [online]. 2017.
<https://radiopaedia.org/articles/computed-tomography>, [cit. 2017-04-19].
- [72] UNIVERSITY OF IOWA. MR Research Facility – Visible Human Project Datasets [online]. 2012.
https://mri.radiology.uiowa.edu/visible_human_datasets.html, [cit. 2017-03-01].
- [73] VUT v BRNĚ. Biomechanika 2: STL Model Creator [online]. 2017.
http://biomechanika.fme.vutbr.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=59%3Astl-model-creator&catid=36%3Asoftware&Itemid=62&lang=cs, [cit. 2017-03-01].
- [74] POOL, S. a WALKER, B. *Bone growth device and method*. US Patent 8,449,543. 2013.
- [75] MUZAFFAR, N., HAFEEZ, A. et al. Callus patterns in femoral lengthening over an intramedullary nail. *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 29, no. 7 (2011), s. 1106–1113.
- [76] SCHIEDEL, F., ELSNER, U. et al. Prophylactic titanium elastic nailing (TEN) following femoral lengthening (Lengthening then rodding) with one or two nails reduces the risk for secondary interventions after regenerate fractures: a cohort study in monolateral vs. bilateral lengthening procedures. *BMC musculoskeletal disorders*, vol. 14, no. 1 (2013), s. 302.

- [77] RYU, K. J., KIM, B. H. et al. Reamed intramedullary nailing has an adverse effect on bone regeneration during the distraction phase in tibial lengthening. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, vol. 474, no. 3 (2016), s. 816–824.
- [78] SUN, X.-T., EASWAR, T. et al. Comparative study of callus progression in limb lengthening with or without intramedullary nail with reference to the pixel value ratio and the Ru Li's classification. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, vol. 131, no. 10 (2011), s. 1333–1340.
- [79] ROZBRUCH, S. R., BIRCH, J. G. et al. Motorized Intramedullary Nail for Management of Limb-length Discrepancy and Deformity. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 22, no. 7 (2014), s. 403–409. ISSN: 1067-151X.
- [80] ELLIPSE TECHNOLOGIES. PRECICE Limb Lengthening Technology [online]. 2017. <http://ellipse-tech.com/precice-limb-lengthening-technology/>, [cit. 2017-04-16].
- [81] BIRKHOLTZ, F. a LANGE, P. de. Evaluation of the first experience of intramedullary nail lengthening using PRECICE® in a South African limb lengthening and reconstruction unit. *SA Orthopaedic Journal*, vol. 15, no. 1 (2016), s. 67–71.
- [82] KENAWAY, M., KRETTEK, C. et al. Leg lengthening using intramedullary skeletal kinetic distractor: results of 57 consecutive applications. *Injury*, vol. 42, no. 2 (2011), s. 150–155.
- [83] RAUSCH, S., KLOS, K. et al. Adjustment of traumatic femur shortening assisted by an intramedullary skeletal kinetic distractor: a case report. *Journal of Medical Case Reports*, vol. 7, no. 1 (2013), s. 217. ISSN: 1752-1947.
- [84] HAWI, N., KENAWAY, M. et al. Nail–medullary canal ratio affects mechanical axis deviation during femoral lengthening with an intramedullary distractor. *Injury*, vol. 46, no. 11 (2015), s. 2258–2262.
- [85] WANG, C., YETTRAM, A. et al. Finite element analysis of a Gamma nail within a fractured femur. *Medical Engineering & Physics*, vol. 20, no. 9 (1998), s. 677–683. ISSN: 1350-4533.
- [86] ASM. ASM Material Data Sheet [online]. <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTP641>, [cit. 2017-03-31].
- [87] BYRNE, D. P., MULHALL, K. J. a BAKER, J. F. Anatomy & biomechanics of the hip. *The open sports medicine Journal*, vol. 4, no. 1 (2010).
- [88] SCHMID, E. The Skeletal System [online]. 2012. <http://classroom.sdmesa.edu/eschmid/Chapter6-Zoo145.htm>, [cit. 2017-04-01].
- [89] ANSYS INC. *Ansys 17.1 Help*. 2016.
- [90] MILLER, E. Submodeling in ANSYS Mechanical: Easy, Efficient, and Accurate [online]. 2013. http://www.padtinc.com/blog/the-focus/submodeling_ansys_mechanical, [cit. 2017-05-14].

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK A SYMBOLŮ

Seznam použitých zkratek

| Zkratka | Význam |
|---------|--|
| BW | Body Weight |
| DICOM | Digital Imaging and Communications in Medicine |
| DO | Distrakční osteogeneze |
| ECM | Extracelulární matrice |
| FN | Fakultní nemocnice |
| HU | Hounsfieldovy jednotky |
| ISKD | Intramedullary Skeletal Kinetic Distractor |
| LLD | Leg Length Discrepancy (nestejná délka končetin) |
| MKP | Metoda konečných prvků |
| PCG | Preconditioned Conjugate Gradient |
| STL | STereoLithography |
| SSSR | Svaz sovětských socialistických republik |
| ÚMTMB | Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky |
| CT | Výpočetní tomografie |

Seznam použitých symbolů a jednotek

| Symbol | Rozměr | Význam |
|------------|--------|------------------|
| E | Mpa | Youngův modul |
| F | N | Síla |
| m | kg | Hmotnost |
| ϵ | - | Přetvoření |
| μ | - | Poissonovo číslo |

SEZNAM OBRÁZKŮ

| | | |
|-------|--|----|
| 2.1 | Příklady zevních distraktorů a intramedulární hřeb | 5 |
| 4.1 | Codivillovo protahovací zařízení | 9 |
| 4.2 | Ilizarovův externí distraktor | 10 |
| 4.3 | Unilaterální zevní distraktor s intramedulárním hřebem | 10 |
| 4.4 | Distrakční intramedulární hřeb | 10 |
| 5.1 | Albizzia nail in vivo | 13 |
| 5.2 | Tibiální distrakční intramedulární hřeb Fitbone in vivo | 13 |
| 7.1 | Řez ramenním kloubem ilustrující dvě odlišné kostní formace | 19 |
| 7.2 | Schematické znázornění struktury kortikální kosti - řez dvěma sousedí- cími osteony | 20 |
| 7.3 | Schematické znázornění trámčité struktury spongiózní kosti | 20 |
| 7.4 | Pravý femur, zadní pohled | 21 |
| 7.5 | Úpony svalů m. gluteus medius a m. gluteus minimus | 21 |
| 7.6 | Schematické znázornění procesu distrakční osteogeneze. | 22 |
| 7.7 | Klasifikace svalku podle tvaru | 24 |
| 7.8 | Mezní hodnoty lokálního přetvoření v kosti | 25 |
| 8.1 | Schéma Bliskunovova intramedulárního distraktoru | 27 |
| 8.2 | Distrakční mechanismus hřebu Albizzia | 28 |
| 8.3 | Mechanismus ISKD | 29 |
| 8.4 | Distrakční intramedulární hřeb Fitbone | 29 |
| 8.5 | Podélný řez hřebem Precice | 30 |
| 8.6 | Schéma distrakčního pohonu hřebu Precice | 30 |
| 8.7 | Antirotační mechanismus hřebu Precice | 30 |
| 10.1 | Segmentace CT snímků | 36 |
| 10.2 | STL model vytvořený v programu STL model creator | 36 |
| 10.3 | Stl model z programu Stl Model Creator a síť po úpravě | 36 |
| 10.4 | Rovinné řezy femuru a vodící křivky použité k jejich vytvoření | 37 |
| 10.5 | Výsledný model geometrie femuru | 38 |
| 10.6 | Určení průměru medulární dutiny z CT snímků | 39 |
| 10.7 | Zkompleťované části modelu geometrie hřebu | 39 |
| 10.8 | Detail vzájemné polohy jednotlivých částí hřebu | 40 |
| 10.9 | Fixační šrouby | 40 |
| 10.10 | Kompletní model geometrie hřebu Precice | 41 |
| 10.11 | Zobrazení zdrojových CT snímků ve frontální rovině | 41 |
| 10.12 | Tvary svalku získané z rentgenových snímků ve frontální rovině | 43 |
| 10.13 | Vytvořené geometrie svalku: fusiformní, fusiformní na mediální straně, centrální, asymetrický | 43 |
| 10.14 | Kompletní model geometrie se svalkem fusiformním na mediální straně | 44 |
| 10.15 | Různé svalové skupiny zahrnuté do modelu | 46 |
| 10.16 | Modely deformačních okrajových podmínek femuru | 46 |
| 10.17 | Zatížení dolní končetiny při stojí na jedné noze | 47 |
| 11.1 | Detail vybraných částí sítě | 50 |
| 11.2 | Diskretizovaný model geometrie | 51 |
| 11.3 | Srovnání výpočtového řešení s modelem mechanismu a bez něj | 52 |
| 11.4 | Upravená geometrie submodelu | 53 |

| | | |
|-------|---|----|
| 12.1 | Redukované napětí HMH na hřebu | 55 |
| 12.2 | Posuvy na hřebu pro vybrané varianty | 56 |
| 12.3 | Redukované napětí HMH na distálních šroubech | 57 |
| 12.4 | Redukované napětí HMH na proximálních šroubech | 58 |
| 12.5 | Intenzita přetvoření u svalku | 59 |
| 12.6 | Intenzita přetvoření v proximální kosti | 60 |
| 12.7 | Maximální redukované napětí HMH na hřebu | 60 |
| 12.8 | Maximální redukované napětí HMH na proximálních šroubech | 61 |
| 12.9 | Maximální redukované napětí HMH na distálních šroubech | 61 |
| 12.10 | Redukované napětí HMH na proximálních šroubech | 61 |
| 12.11 | Napětí HMH na hřebu, varianta x60k3 | 62 |
| 12.12 | Rozložení intenzity přetvoření ve svalku | 62 |
| 12.13 | Rozložení intenzity přetvoření v proximální kosti | 63 |
| 12.14 | Maximální hodnoty redukované napětí na šroubech | 64 |
| 12.15 | Maximální hodnoty redukovaného napětí na hřebu | 64 |
| 12.16 | Rozložení redukovaného napětí na hřebu, varianta CE60k3 | 65 |
| 12.17 | Rozložení redukovaného napětí na distálních šroubech, varianta CE60k3 | 65 |
| 12.18 | Rozložení redukovaného napětí na proximálních šroubech, varianta CE60k3 | 65 |
| 12.19 | Rozložení intenzity přetvoření ve svalku, varianta CE60k3 | 66 |
| 12.20 | Rozložení intenzity přetvoření v proximální kosti, varianta CE60k3 | 66 |
| 12.21 | Rozložení redukovaného napětí na korunce | 66 |
| 12.22 | Rozložení redukovaného napětí na korunce | 67 |
| 12.23 | Rozložení redukovaného napětí na korunce | 67 |

SEZNAM TABULEK

| | | |
|------|--|----|
| 7.1 | Zastoupení jednotlivých složek v ECM | 19 |
| 10.1 | Dostupné rozměry hřebu Precice | 39 |
| 10.2 | Dodávané rozměry šroubů pro hřeby Precice | 40 |
| 10.3 | Přehled materiálových vlastností tkání ve svalku | 45 |
| 10.4 | Přehled použitých elastických konstant v modelu | 46 |
| 10.5 | Hodnoty zatížení použité v modelu | 48 |
| 12.1 | Přehled zkratk používaných u výsledků | 54 |